



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**Centro de Investigación en Ciencia Aplicada
y Tecnología Avanzada Unidad Legaria**

CICATA-IPN Legaria



**EQUIVALENTE DE DOSIS DE RADIACIÓN EN
DIAGNOSTICO Y TERAPIA EN
NEUROINTERVENCIONISMO**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN TECNOLOGÍA AVANZADA**

PRESENTA

MARCO ANTONIO UGALDE VALDÉS

Ciudad de México

JUNIO, 2019



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México siendo las 15 horas del día 11 del mes de Junio del 2019 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis,

designada por el Colegio de Profesores de Posgrado de: CICATA-Legaria

para examinar la tesis titulada: Equivalente de dosis de radiación en diagnóstico y terapia en neurointervencionismo

por el (la) alumno (a):

Apellido Paterno:	UGALDE	Apellido Materno:	VALDES	Nombre (s):	MARCO ANTONIO
-------------------	--------	-------------------	--------	-------------	---------------

Número de registro: B 1 7 0 7 1 4

Aspirante del Programa Académico de Posgrado: MAESTRÍA EN TECNOLOGÍA AVANZADA

Después de la lectura y revisión individual, así como el análisis e intercambio de opiniones, los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR** **NO APROBAR** la tesis, en virtud de los motivos siguientes:

Satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes

DR. TEODORO RIVERA MONTALVO
11528-EE-16 Doctorado en Tecnología Avanzada

Comisión Revisora de Tesis

DR. RICARDO GARCÍA SALCEDO
12940-ED-17 Doctorado en Ciencias en Física Educativa

DR. JESÚS GERARDO GUTIÉRREZ MÁRQUEZ

DR. JOSÉ GUZMÁN MENDOZA
12707-ED-17 Doctorado en Tecnología Avanzada

DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO

Presidente del Colegio de Profesores

DRA. MONICA JAIME FONSECA
10538-EE-14 Doctorado en Tecnología Avanzada



SEP
CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA
CICATA - LEGARIA



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECRETARIA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REGISTRO DE TEMA DE TESIS Y DESIGNACIÓN DE DIRECTOR DE TESIS

Ciudad de México, a 16 de abril del 2019

El Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA-Legaria en su sesión Ordinaria No. IV celebrada el día 16 del mes de abril conoció la solicitud presentada por el(la) alumno(a):

Ugalde
Apellido paterno

Valdés
Apellido materno

Marco Antonio
Nombre (s)

Con registro:

B	1	7	0	7	1	4
---	---	---	---	---	---	---

Aspirante de: Maestría en Tecnología Avanzada

1.- Se designa al aspirante el tema de tesis titulado:
Equivalente de dosis de radiación en diagnóstico y terapia en neurointervencionismo

De manera general el tema abarcará los siguientes aspectos:

Interacción de la radiación con la materia

Física de radiaciones

Dosimetría

2.- Se designa como Director de Tesis al Profesor:
Dr. Teodoro Rivera Montalvo

3.- El trabajo de investigación base para el desarrollo de la tesina será elaborado por el alumno en:
En CICATA Unidad Legaria y en el Hospital Juárez de México

que cuenta con los recursos e infraestructura necesarios.

4.- El interesado deberá asistir a los seminarios desarrollados en el área de adscripción del trabajo desde la fecha en que se suscribe la presente hasta la aceptación de la tesis por la Comisión Revisora correspondiente:

Director de Tesis

DR. TEODORO RIVERA MONTALVO

Aspirante

MARCO ANTONIO UGALDE VALDES

Presidente del Colegio

Dra. Mónica Rosalía Jaime Fonseca



SEP
CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIA
APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA
CICATA - LEGARIA



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 19 del mes Junio del año 2019, el (la) que suscribe Marco Antonio Ugalde Valdés alumno (a) del Programa de Maestría en Tecnología Avanzada con número de registro B170714, adscrito a el Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Legaria CICATA-Legaria, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Teodoro Rivera Montalvo cede los derechos del trabajo intitulado Equivalente de dosis de radiación en diagnóstico y terapia en neurointervencionismo, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección marco.ugva@gmail.com. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Marco Antonio Ugalde Valdés
Nombre y firma

AGRADECIMIENTOS

Al Instituto Politécnico Nacional (IPN) y al Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada (CICATA unidad Legaria), por la oportunidad que me brindaron de continuar con mi formación profesional.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) y al Programa Institucional de Formación de Investigadores (PIFI), por la contribución económica que me brindaron.

A todos los catedráticos que me asesoraron siempre en mi formación en el posgrado, Dr. Teodoro Rivera Montalvo, Dr. José Guzmán Mendoza, Dra. Ivonne Berenice Lozano Rojas, Dr. José Antonio Calderón Arenas.

A mi compañera de generación Laura, por su valiosa ayuda en manejo de software, a mis colegas del equipo de trabajo Armando, Joshio, Raúl e Ingrid por su apoyo incondicional.

Y especialmente a la unidad de hemodinamia neurointervencionista del Hospital Juárez de México, a cargo del Dr. Gustavo Melo Guzmán, ya que sin ellos no habría sido posible este trabajo.

DEDICATORIA

A mi familia, la de aquí y la de allá.

INDICE

	Página
AGRADECIMIENTOS	
DEDICATORIA	
ÍNDICE DE FIGURAS	I
ÍNDICE DE CUADROS	III
RESUMEN	V
ABSTRAC	VI
I. INTRODUCCIÓN	1
II. PROBLEMA.....	3
III. OBJETIVOS.....	4
IV. HIPÓTESIS	4
V. MARCO TEÓRICO	5
I. SALAS DE HEMODINAMIA	5
a. Procedimientos más comunes en México	8
b. Equipo utilizado	8
1. Arco en C.....	8
2. Contraste radiológico	10
c. Personal Ocupacionalmente Expuesto	10
I. NATURALEZA DE LOS RAYOS X.....	12
a. Efecto fotoeléctrico	18
b. Efecto Compton	19
c. Creación de pares.....	20
I. MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS.....	22
a. Definición de magnitudes dosimétricas usadas en intervencionismo	24
I. EFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACIÓN.....	30
a. Clasificación	30
a. Mecanismo de acción biológica.....	32
b. Respuesta sistémica a la radiación	34
I. DOSIMETRÍA PARA RAYOS X.....	38
a. Detectores de ionización gaseosa	38
1. Cámaras de ionización.....	39
2. Contadores proporcionales y detector Geiger Müller	40
b. Dosímetros de estado sólido	41
I. NORMATIVIDAD EN MATERIA DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA	49

VI. METODOLOGÍA	60
I. HOMOGENIZACIÓN DE DOSÍMETROS TLD-100	61
I. CALIBRACIÓN DE DOSÍMETROS TLD-100	63
I. ZONAS DE COLOCACIÓN.....	65
<i>a. POE</i>	<i>66</i>
<i>a. Pacientes</i>	<i>68</i>
II. PARÁMETROS DE OPERACIÓN DE ARCO EN C.....	69
VII. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	71
VIII. CONCLUSIONES	97
IX. RECOMENDACIONES.....	99
X. BIBLIOGRAFÍA.....	100

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Origen de las radiaciones ionizantes (SEFM, 2011).	13
Figura 2. Energías de enlace de los electrones (E_b) en los orbitales K y L, y la energía de los rayos X de fluorescencia $h\nu_K$ (Attix, 2004).	14
Figura 3. Campo de fluorescencia para electrones removidos del orbital K o L (Attix, 2004).	15
Figura 4. Fracción de energía perdida, que se convertirá en rayos X Bremsstrahlung, para objetivos gruesos y delgados (Attix, 2004).	17
Figura 5. Efecto fotoeléctrico (Mayles et al., 2007).	18
Figura 6. Dispersión de Compton, donde un fotón incidente con energía $h\nu$ es dispersado como un fotón de energía $h\nu'$ y un electrón de retroceso (Mayles et al., 2007).	19
Figura 7. Producción de pares, donde un fotón incidente es absorbido por el campo eléctrico del núcleo creando dos partículas similares, con energía cinética idéntica (Mayles et al., 2007).	21
Figura 8. Descripción general de las magnitudes radiológicas contenidas en el reporte ICRU 85.	23
Figura 9. Consideraciones y restricciones para la exposición (x) (Ciemat, 2009).	26
Figura 10. Factor de ponderación w_R para neutrones en función de la energía de los neutrones E_n (ICRP 103, 2007).	29
Figura 11. Clasificación de los efectos biológicos producidos por radiación ionizante (RI) (Preciado Ramírez & Cano, 2010).	30
Figura 12. Factores que influyen en los efectos biológicos (Preciado Ramírez & Cano, 2010).	32
Figura 13. Esquema de la interacción de la RI con componentes celulares. Tomado de (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).	33
Figura 14. Mecanismos de reparación de diferentes células después de estar expuestos a RI (Gisione & Del Rosario Perez, 2000)	35
Figura 15. Esquema general de un detector de ionización gaseosa (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2009).	39
Figura 16. Esquema general de cámara de ionización cilíndrica (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2009).	40
Figura 17. Regiones de operación de un contador de ionización gaseosa, para dos tipos de radiación, “a” de mayor poder de ionización primaria que “b” (I. Durán & Martínez L, 1989).	41
Figura 18. Espacios continuos de energía en un sólido cristalino (Furetta, 2010).	44
Figura 19. Defectos comunes en las estructuras cristalinas (Furetta, 2010).	45
Figura 20. Diagrama de nivel de energía con una trampa (N) y un centro de recombinación (R. Chen & Pagonis, 2011).	46
Figura 21. Izquierda, lote de dosímetros antes del tratamiento térmico de borrado. Derecha, lote de dosímetros en plancheta de Harshaw 5500.	60
Figura 22. Izquierda, equipo de lectura para los dosímetros Harshaw 5500. Derecha mufla durante tratamiento térmico.	61

Figura 23. Distribución de dosímetros obtenidos, dentro de la desviación estándar los aceptables.....	62
Figura 24. Colocación de dosímetros para calibración. A la izquierda arreglo para lectura de kerma en aire; a la derecha arreglo para lectura de dosis de entrada a superficie. Se uso un bidón lleno de agua corriente para aproximar el tejido humano.....	63
Figura 25. Curva de calibración para dosis de entrada a superficie para TLD-100.	64
Figura 26. Curva de calibración para kerma en aire para TLD-100.....	65
Figura 27. Disposición de dosímetros antes de ser colocados en POE y pacientes.....	65
Figura 28. Diagrama de colocación de dosímetros TLD 100. Puntos en rojo representan la colocación por debajo del blindaje, puntos en gris representan la ubicación de dosímetros sobre el blindaje o expuestos sin protección contra la radiación ionizante.	66
Figura 29. Posicionamiento de dosímetros en, a) chaleco parte exterior, b) falda parte exterior (rodillas), c) falda parte interior (gónadas), y c) collarín para interior (tiroides).	67
Figura 30. Posicionamiento de dosímetros en chaleco de una sola pieza, a la izquierda parte interior, a la derecha parte exterior y rodillas.	67
Figura 31. Colocación de dosímetros en cráneo y cuello para pacientes.	68
Figura 32. Esquema de posicionamiento de POE durante el procedimiento intervencionista.	71
Figura 33. Posicionamiento de POE durante procedimiento intervencionista. R1 operador principal, R2 asistente, R3 operario de controles de cama. Arco en C ubicado en el fondo.	72
Figura 34. Gráfica de probabilidad normal de las respuestas de dosis equivalente H.	87
Figura 35. Gráfica de residuo contra valor ajustado.....	88
Figura 36. Gráfica de Porcentaje vs Residuo en una distribución normal.....	90
Figura 37. Gráfica de Residuo contra Valor ajustado.....	91
Figura 38. Gráfica de probabilidad normal, porcentaje contra residuo para POE.	93
Figura 39. Gráfica de Residuo vs Valor ajustado para POE.	93
Figura 40. Intervalos de Confianza de 95% de Fisher para el POE denominado R1, R2 y R3 dependiendo la cercanía con el tubo de rayos X.....	95
Figura 41. Intervalos de confianza del 95% de Fisher para el POE en distintos tiempos... ..	96

ÍNDICE DE CUADROS

Cuadro 1. Energía de enlace E_b para los electrones en Tungsteno (Attix, 2004).	16
Cuadro 2. Importancia relativa de los efectos fotoeléctrico (τ), Compton(σ), y producción de pares(π) en agua (Khan; Faiz M, 1993).....	22
Cuadro 3. Magnitudes dosimétricas de deposición de energía (ICRU 85, 2011).	23
Cuadro 4. Magnitudes dosimétricas de conversión de energía (ICRU 85, 2011).	24
Cuadro 5. Factores de ponderación de la radiación recomendados (ICRP 103, 2007).	28
Cuadro 6. Factores de ponderación de los tejidos recomendados (ICRP 103, 2007).....	29
Cuadro 7. Principales características de efectos estocásticos y determinísticos (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).....	31
Cuadro 8. LET para diferentes tipos de radiación (Gisione & Del Rosario Perez, 2000) ...	34
Cuadro 9. Consecuencias, dosis y causas de efectos deterministas, en condiciones de baja LET y exposición aguda (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).	36
Cuadro 10. Características generales de los tipos de dosímetros (Valente, 2014).....	43
Cuadro 11. Número atómico efectivo (Z_{eff}) de varios materiales (R. Chen & Pagonis, 2011).	47
Cuadro 12. Comparación de lecturas realizadas a diferentes energías con dosímetros TLD-100 (González M et al., 2005).	49
Cuadro 13. Los colores de seguridad, su significado y ejemplos de aplicación se establecen en la norma (NOM-026-STPS-2008, 2008).	57
Cuadro 14. Parámetros usados para tratamiento térmico de borrado de TLD-100.	61
Cuadro 15. Ubicación de dosímetros para POE.....	66
Cuadro 16. Ubicación de dosímetros para pacientes.	68
Cuadro 17. Parámetros iniciales, 3/04/18.....	72
Cuadro 18. Valores medidos para POE, 3/04/18.....	73
Cuadro 19. Valores medidos a paciente, 3/04/18.....	73
Cuadro 20. Parámetros iniciales, 5/04/18.....	74
Cuadro 21. Valores medidos para POE, 5/04/18.....	74
Cuadro 22. Valores medidos a paciente, 5/04/18.....	75
Cuadro 23. Parámetros iniciales, 12/04/18.....	76
Cuadro 24. Valores medidos para POE, 12/04/18.....	76
Cuadro 25. Valores medidos a paciente, 12/04/18.....	77
Cuadro 26. Parámetros iniciales, 08/05/18.....	77
Cuadro 27. Valores medidos para POE, 08/05/18.....	78
Cuadro 28. Valores medidos a paciente, 08/05/18.....	78
Cuadro 29. Parámetros iniciales, 15/05/18.....	79
Cuadro 30. Valores medidos para POE, 15/05/18.....	79
Cuadro 31. Valores medidos a paciente, 15/05/18.....	80
Cuadro 32. Parámetros iniciales, 22/05/18.....	80
Cuadro 33. Valores medidos para POE, 22/05/18.....	80
Cuadro 34. Valores medidos a paciente, 22/05/18.....	81
Cuadro 35. Parámetros iniciales, 7 /06/18.....	82

Cuadro 36. Valores medidos para POE, 7/06/18.....	82
Cuadro 37. Valores medidos a paciente, 7/06/18.....	83
Cuadro 38. Dosis equivalente H para pacientes en puntos de interés, contrastados con tiempo y edad en cada caso.	84
Cuadro 39. Dosis equivalente H para POE contrastado con el tiempo efectivo de fluoroscopia.	85
Cuadro 40. Clasificación por zonas para los puntos de interés en pacientes, tratamiento control.	85
Cuadro 41. Dosis por zona y tiempo para pacientes, tratamiento control.....	86
Cuadro 42. Datos de la ANOVA para pacientes con tratamiento de control.	86
Cuadro 43. Clasificación por zonas para los puntos de interés en pacientes, tratamiento terapia.	88
Cuadro 44. Dosis por zona y tiempo para pacientes, tratamiento terapia.....	89
Cuadro 45. Datos de ANOVA para datos de pacientes con tratamiento de Terapia.....	89
Cuadro 46. Datos de ANOVA para POE.....	92

Resumen

El análisis estadístico mediante el software Minitab® 18.1 a través de una ANOVA de los datos indica para el caso de los pacientes tanto en terapia como en diagnóstico, que la dependencia del tiempo y la zona de irradiación no tienen una influencia significativa en la dosis equivalente, es decir, la comparación entre los diferentes tiempos a pesar de ser muy diferentes (ej. 19, 2 min), no determina el total de radiación incidente, puesto que existen más factores que no se pueden controlar en este tipo de equipo arco en C (SIEMENS Megalix Cat 125/15/20/80), como lo son el kilovoltaje y miliamperaje, a su vez factores como el número de cuadros por segundo se fue modificando constantemente durante cada tratamiento, por lo que no se tuvo un conteo preciso de cuándo se utilizó con qué valor. Por otro lado, el mismo análisis estadístico, pero para POE arroja datos donde indica que el factor propuesto en este caso el tipo de POE (R1, R2, R3) y el tiempo, sí tienen un efecto significativo en la dosis equivalente que recibe cada uno de ellos, ambos confirmados por un valor p inferiores a los niveles de significancia $\alpha=0.05$, y corroborados por las gráficas de probabilidad normal y en este caso también por intervalos de confianza individuales de Fisher del 95%. Con ello hay certeza de que el POE R1 recibirá una mayor dosis a mayor prolongación de los tratamientos. Así mismo, la comparación del daño biológico que conllevan las radiaciones a las que se expuso tanto POE como pacientes, indican en el primer caso ningún valor de significancia, ya que en todos los casos siempre se obtuvieron lecturas en el orden de μSv , muy por debajo de la norma oficial mexicana de 50 mSv, incluso con un uso incorrecto o deterioro del equipo de protección asignado. Sin embargo, para pacientes los datos son muy diferentes, donde algunas dosis recibidas, especialmente en el cristalino son de cerca de 100 mSv, es decir, se acercan a los valores reportados en la NOM-157-SSA, de 150 mSv para POE, la más alta permisible. Además, el valor más alto encontrado de 91.88 mSv se acerca mucho a la inmunosupresión reportada por los efectos deterministas. Por otra parte, es de especial interés considerar que todos los estudios y tratamientos radiológicos realizados solo fueron medidos en una ocasión, sin darle seguimiento, por lo cual es correcto suponer que la dosis real que recibirá el cristalino es mucho mayor a la normada, pudiendo llegar en algunos casos a los 200 mGy con al menos dos estudios, valor para el cual se espera la aparición de cataratas en un periodo no menor a un año.

Abstrac

The statistical analysis using the software Minitab® 18.1 by means of an ANOVA of the data indicates for the case of the patients both in therapy and in diagnosis, that the dependence of the time and the irradiation zone do not have a significant influence in the equivalent dose, it is say, the comparison between the different times, for example 19 and 2 min, does not determine the total incident radiation, since there are more factors that cannot be controlled in this type of C-arc equipment (SIEMENS Megalix Cat 125/15/20 / 80), such as the kilovoltage and milliamperage, the number of frames per second that was constantly modified during each treatment, so there was no precise count of when the value was used. On the other hand, the same statistical analysis but for POE shows data where it indicates that the factor proposed in this case the type of POE (R1, R2, R3) and time, do have a significant effect on the equivalent dose received by each one of them, both confirmed by a p value lower than the significance levels $\alpha = 0.05$, and corroborated by the normal probability graphs and in this case also by Fisher's individual confidence intervals of 95%. With this there is certainty that POE R1 will receive a higher dose for a longer time of treatment prolongation.

Likewise, the comparison of the biological damage caused by the radiation to which both POE and patients were exposed, indicate in the first case no significance value, since in all cases readings were always obtained far below the official mexican norm of 50 mSv being placed in the order of μSv , even with an incorrect use (or deterioration) of the assigned protection equipment. However, for patients the data are very different, where some doses received, especially in the lens, approach the values reported in NOM-157-SSA, 150 mSv, but the two cases are different. Furthermore, the highest value found of 91.88 mSv is very close to the immunosuppression reported by the deterministic effects. On the other hand, it is of special interest to consider that all radiological studies and treatments performed were only measured once, without following up, so it is correct to assume that the actual dose that the crystalline lens will receive is much higher than the norm. in some cases, at 200 mGy, value for which the appearance of cataracts is expected in a period of not less than one year.

I. Introducción

El presente trabajo muestra la dosimetría realizada a los pacientes y Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) de la sala de hemodinamia del Hospital Juárez de México en tratamientos de neurointervencionismo. Tomando como punto de partida clasificar los tratamientos recibidos como terapia y diagnóstico o control. Partiendo además de la idea generalizada de que los tratamientos de terapia reciben una mayor cantidad de radiación ionizante (RI) por factores como los tiempos prolongados de tratamiento, así como la consideración de que dicho hospital es tipo escuela, donde se capacita a profesionales en altas especialidades como lo es el neurointervencionismo, este factor, si bien tiene el beneficio de la formación de profesionales altamente capacitados también tiene como desventaja el periodo requerido para el proceso de entrenamiento del personal, dando como resultado tiempos más prolongados en los tratamientos para ambas modalidades.

El principal problema que se ataca en salas de hemodinamia de este tipo son los asociados a problemas neurológicos, que tienen que ver con malformaciones o con angiografías, las primeras son consideradas con un alto grado de complejidad, donde en muchos casos este se vuelve incluso riesgoso para la vida del paciente, mientras que las segundas si bien son complejas, su tratamiento puede resultar en solo algunas horas de trabajo. En ambos casos el uso de RI es necesaria, puesto que es la única manera de conocer en tiempo real las vías arteriovenosas al interior del cerebro, lo cual es fundamental en los tratamientos. Trayendo consigo los problemas inherentes a esta radiación, como lo son trastornos en los órganos irradiados, e incluso en casos severos con poco control de la RI, la aparición de distintos tipos de cáncer (UNSCEAR, 2000)

De esta manera, para determinar la dosis recibida por el POE en la sala, se usan dosímetros personales, dichos instrumentos son en su mayoría subcontratados a un particular que puede ofrecer el servicio, sin embargo, aunque el procedimiento de usar un dosímetro de forma individual por un periodo de tiempo es aceptado, no aporta información sobre los órganos irradiados de forma específica. Y en el caso de

pacientes, la ley mexicana solo contempla para su protección una dosis máxima de 5 mSv por estudio radiológico, insuficiente para una protección adecuada (NOM-157-SSA1-1996, 1996).

La alternativa propuesta es usar materiales centelleantes como lo es el TLD-100, que es una red cristalina de fluoruro de litio impurificada con magnesio y titanio que, por sus características es capaz de ofrecer información sobre la RI que incide en dicho material, aportando ventajas como la fácil colocación en zonas de interés, así como una alta confiabilidad en las lecturas que ofrece (AIEA, 2007).

Esta propuesta está enfocada a POE y pacientes, donde también se obtendrán datos que permitan establecer la dosis equivalente que reciben y poder asociar este valor a los reportados por la literatura del daño biológico potencial.

II. Problema

Actualmente en México la dosimetría y el control de las Radiaciones Ionizantes (RI) se enfoca principalmente en el Personal Ocupacionalmente Expuesto y en el público en general, dejando sin una legislación robusta la protección del paciente. Ejemplo de ello es la normatividad vigente en materia, donde se menciona por ejemplo en la NOM-157-SSA1-1996, un máximo de dosis por estudio radiológico de 5mSv, por otro lado, la NOM-229-SSA1-2002, retoma esta misma cifra. Si bien es cierto que no hay un estudio que identifique con certeza el origen de los diferentes tipos de cáncer, es decir, saber con certeza si se debió a RI u otras causas. Es sensato pensar que para un paciente la exposición a RI durante su tratamiento sobrepasaría con facilidad estos límites establecidos para efectos estocásticos e incluso determinísticos. Las organizaciones internacionales alertan sobre la importancia de la protección al paciente, pues declaran haber encontrado sobreexposición a RI en los diversos tratamientos médicos, misma que después de implementar mediciones se pudo corregir. Por ello es correcto pensar que de tomar medidas similares en México puede encontrar problemas de sobreexposición de pacientes y posteriormente ser corregidos.

En México un problema adicional es la falta de bases de datos en el área de neurología intervencionista que den un seguimiento de la radiación recibida. Razón por la cual se ha implementado un procedimiento experimental que permita identificar el problema presente y posteriormente ofrecer soluciones prácticas que no interfieran de forma drástica con los procedimientos médicos vigentes.

III. Objetivos

Objetivos generales

- Estimar la equivalencia de dosis H , en pacientes de terapia y diagnóstico en neurointervencionismo.
- Determinar la dosis de la radiación dispersada en médicos neurointervencionistas.

Objetivos específicos

- Homogenizar y calibrar lote de dosímetros TLD-100
- Comparar la equivalencia de dosis H con un potencial daño biológico.

IV. Hipótesis

Se pueden cuantificar las dosis de radiación ionizante al interior de una sala de hemodinamia colocando dosímetros de estado sólido como el TLD-100 en las zonas de interés, ya que este material ofrece la ventaja de una alta sensibilidad, tamaño pequeño, no invasivo, fácil de colocar, reutilizable y relativamente sencillo de leer, además su “pérdida de información” es menor al 5% mensual, además de tener un $Z_{\text{eff}}=8.14$, razón por la cual es un material adecuado para determinar la radiación al interior de un sala de hemodinamia y por consiguiente determinar la radiación directa al paciente y la radiación dispersada para el POE.

V. Marco Teórico

i. Salas de hemodinamia

Hablar de hemodinamia en México, es argumentar sobre radiología intervencionista, la cual *“ha permitido el desarrollo de técnicas intervencionistas que procuran la resolución de problemas clínicos en diferentes partes del cuerpo humano, empleando diversos métodos de imagen, como la Tomografía Computada (TC), la fluoroscopia con tecnología digital o la Resonancia Magnética (RM), recientemente incorporada a estas modalidades diagnósticas”* (Boleaga D, 2003).

Sin embargo, al hacer hincapié en literatura especializada sobre hemodinamia, existen definiciones que de no ser tratadas con importancia, restarían elementos a los conceptos utilizados en México, tal es el caso de la definición que se da en la revista Colombiana de cardiología, al definir hemodinamia como *“el estudio del movimiento de la sangre a través del sistema vascular”* (Suárez, Echeverri, & Pe, 2016). Si bien, la definición es acertada y concisa, no debemos dejar de lado los componentes que procuraran un mayor entendimiento sobre el tópico.

Haciendo esta distinción denotativa y conceptual podemos apelar a una mejor comprensión dentro de la práctica diaria de la hemodinamia, *“Hoy en día la medición rutinaria de presiones, flujos y resistencias en las diferentes cámaras del corazón y lechos sistémico y pulmonar, permite la objetivización del compromiso hemodinámico de diferentes condiciones fisiopatológicas, al igual que la decisión para el tratamiento temprano y el seguimiento de pacientes con hipertensión pulmonar y enfermedades congénitas cardiacas, valvulares y estructurales. El entendimiento de situaciones hemodinámicas especiales, como la condición de bajo gasto y bajo flujo en estenosis valvular aórtica, y el gradiente de presión intramiocárdico en miocardiopatía hipertrófica, hacen de la hemodinamia una evaluación fundamental para el manejo adecuado de muchas condiciones”*(Suárez et al., 2016).

En México cuando nos referimos al concepto de sala de hemodinamia, *“hacemos*

referencia al cuarto que contiene el equipo de fluoroscopia, procesador de imágenes, revelador, equipo anestésico y de resucitación cardiovascular” (de la Llata, Gaspar, Férrez, & Magaña, 2001).

Por otro lado se habla sobre servicio de hemodinamia y cardiología intervencionista cuando *“se hace referencia al conjunto de instalaciones que incluyen una o más salas de hemodinamia, su personal médico y paramédico, así como la institución hospitalaria o gabinete que lo alberga” (de la Llata et al., 2001).*

En México de acuerdo con el censo Nacional de servicios de Hemodinamia y Cardiología Intervencionista Realizado en el año 2000 *“se identificaron 63 servicios en todo el país” (de la Llata et al., 2001), “de estos servicios de las 31 entidades federativas, solo en 15 se cuenta con servicios para realizar estudios diagnósticos y procedimientos terapéuticos cardiovasculares por vía percutánea. Dichos servicios se encuentran distribuidos en 16 ciudades. De los servicios reportados, el 70% cuentan con solo 1 sala de hemodinamia, mientras que sólo 1 cuenta con 5 salas” (de la Llata et al., 2001).*

Como podemos leer en el censo del año 2000, la cobertura sobre salas de hemodinamia se acoplaba, a la necesidad poblacional y la urgente distribución de las mismas en la república mexicana, siendo esta distribución acoplada en *“16 ciudades de la república mexicana, es decir, que de los 63 servicios, 35 son de iniciativa privada, 13 de Seguridad Social/Descentralizada, 8 del IMSS, 2 Estatales, 2 del ISSSTE, 1 de LA Defensa Nacional, 1 de la Secretaría de Marina y 1 de PEMEX” (de la Llata et al., 2001).*

En este tenor, se menciona que el 70% (39 servicios) de los servicios de Hemodinamia y Cardiología respondieron en tiempo el cuestionario planteado, por lo cual se cita que *“los 39 servicios reportados, el 100% cuenta con disponibilidad de cirugía cardiorácica y apoyo anestésico en sala, el 94% tiene capacidad para la atención de casos de urgencias, pero sólo el 70% posee un programa de corta estancia y disponibilidad de 24 horas” (de la Llata et al., 2001).*

Respecto al año 2018, *“el ISSSTE amplió el número de Salas de Hemodinamia a nivel nacional, al pasar de 12 salas en 2012 en igual número de entidades, a 28 a la fecha distribuidas en 21 estados, de las cuales 10 de ellas se inauguraron en 2018 (9 salas nuevas y una en sustitución), incrementando la infraestructura médica para la atención de este tipo de padecimientos a nivel nacional. Las Salas de Hemodinamia inauguradas se ubican en los Hospitales Generales “5 de Diciembre” de Baja California, en La Paz, Baja California Sur; “Belisario Domínguez” de Chiapas; “Querétaro”; así como en los Hospitales Regionales de Morelia, Monterrey; también en el “Dr. Manuel Cárdenas de la Vega” de Sinaloa; el “Lic. Adolfo López Mateos”, el “Gral. Ignacio Zaragoza” y “Tacuba” de la CDMX” (ISSSTE, 2018).*

Ese mismo año, por parte del IMSS *“En el Hospital de Cardiología, el titular del IMSS inauguró dos angiógrafos arco monoplanar y remodelaciones en el área de Hemodinamia, aulas de enseñanza, de trabajo de médicos y salas de hospitalización. En el Hospital de Especialidades, el titular del IMSS, acompañado del Director de Prestaciones Médicas, José de Jesús Arriaga, también puso en funcionamiento un angiógrafo arco monoplanar, cinco equipos portátiles de Rayos X y tres unidades de fluoroscopia” (IMSS, 2018).*

En cuanto a la SEDENA y la SEMAR durante 2017, *“Se concluyó la ampliación y modernización de 16 hospitales y se remodelaron 11 áreas prioritarias del Hospital Central Militar, entre ellas Oftalmología, Nefrología, Radiología Invasiva, Hemodinamia, Neumología, Laboratorio Clínico, Salud Pública y Urgencias” (Javier, Cabrera, Lizárraga, Div, & General, 2017).*

Como podemos analizar, el panorama sobre la atención en salas de hemodinamia es alentador, sin embargo, sigue siendo insuficiente por el incremento poblacional, la atención médica de calidad y los rezagos en salud en México. Por otra parte, al hablar de la cantidad de radiación recibida por los pacientes se debe tener en consideración que no existe un registro y seguimiento de ésta, por lo que al paso de los años no se puede conocer la dosis de radiación que han recibido como causa de sus tratamientos médicos.

a. Procedimientos más comunes en México

“En la Radiología Mexicana se han desarrollado dos áreas de Intervencionismo. Una de ellas se conoce como Terapia Endovascular del Sistema Nervioso Central (SNC) o Terapia Endovascular Neurológica, mediante el abordaje percutáneo arterial o venoso de los elementos vasculares del cuello o de la cabeza, así como de las arterias raquimedulares, realizada actualmente por Neurorradiólogos, Radiólogos, Terapistas Endovasculares, Neurólogos y Neurocirujanos. Estos métodos terapéuticos incluyen la embolización, la colocación de “coils”, “Stents” y la trombolisis” (Boleaga D, 2003).

“La otra forma del Intervencionismo, con mayor difusión entre los Médicos Radiólogos, incluye los procedimientos percutáneos que se realizan en diversas áreas del cuerpo humano, particularmente en el abdomen, el hígado, las vías biliares, el páncreas, los riñones, los elementos colectores, incluyendo la pelvis renal, la vejiga, la vena cava inferior, la aorta, las arterias renales e iliacas y el tórax” (Boleaga D, 2003).

b. Equipo utilizado

En México se ocupan equipos móviles y fijos, pero para consideración en la investigación, se tomará en cuenta el equipo fijo, que es el utilizado en el hospital, el cual, y de acuerdo con la guía tecnológica No. 34: sistema de rayos X para diagnóstico fluoroscópico y angiográfico, se refiere como *“equipos que cuentan con una mesa flotante de fibra de carbono y el arco puede tener soporte al piso o al techo”* (Nacional & Tecnol, 2006).

1. Arco en C

Respecto al tipo de sistema este puede ser monoplanar o biplanar.

- Sistema Monoplanar consiste en *“un solo gantry que contiene el sistema de rayos X y el de registro de imágenes; rota alrededor del eje longitudinal del paciente y se inclina hacia la cabeza (cranealmente) y hacia los pies (caudalmente); produce*

imágenes en el plano anteroposterior (PA)” (Nacional & Tecnol, 2006).

- Sistema Biplanar, *“además de contener las características del monoplanar, contiene un gantry lateral que incorpora otro sistema de rayos X y otro de registro de imágenes; el haz de rayos X proveniente del tubo lateral es dirigido hacia un lado del paciente. Este haz lateral provee un tercer eje de rotación alrededor del isocentro. Los sistemas biplanares proporcionan registro y visualización de imágenes desde dos proyecciones” (Nacional & Tecnol, 2006).*
- Procesamiento de imágenes, la misma literatura nos menciona que *“los equipos de angiografía fijos cuentan con una estación de procesamiento de imagen fija, que puede desplegar a la salida imágenes en uno o más monitores con suspensión a techo, durante los procedimientos clínicos” (Nacional & Tecnol, 2006).*
- Almacenamiento de imágenes. *“Los equipos digitales permiten su acumulación en servidores y discos” (Nacional & Tecnol, 2006), lo cual en el hospital se utiliza para tener un expediente del estudio médico realizado al paciente.*
- Generador de rayos X, ocupado principalmente en la sala de hemodinamia, *“sirve para seleccionar factores técnicos y comenzar el procedimiento” (Nacional & Tecnol, 2006), Basta decir que este se ocupa con altos kilovoltajes para generar los mismos rayos X.*
- Tubo de rayos X, se ocupa generar imágenes dinámicas del interior del cuerpo humano. *“Mientras más pequeña sea la dimensión de este, se obtiene un mejor perfil; sin embargo su capacidad de disipar el calor no es tan buena como el de un punto focal más grande” (Nacional & Tecnol, 2006).*
- Intensificador de imagen, permite que se obtengan imágenes más nítidas de cada estudio, sin necesidad de aumentar la radiación, *“mencionando los tamaños, así como los procedimientos de ventriculografía” (Nacional & Tecnol, 2006).*

- Sustracción Digital, “herramienta estándar para evaluar arterias periféricas” (Nacional & Tecnol, 2006).

2. Contraste radiológico

Aunque existen diversos fármacos que cumplen con este fin. Uno de los más empleados en México es el que lleva por nombre comercial Optiray® 350 (350 mg yodo / mL), de manufactura estadounidense. Es una solución inyectable, puede ser transparente o ligeramente amarilla, con una osmolalidad de 780 mOsm / kg, posee una viscosidad a 25 °C de 14.3 mPa s, y a 37 °C de 9 mPa s. Está indicada para diversas arteriografías, así como para tomografía computarizada.

* mOsm : miliosmoles

* (1 mPa s) = (mN s m⁻²) = 1 cP

c. Personal Ocupacionalmente Expuesto

La Norma Oficial Mexicana NOM-026-NUCL-2011, define al personal ocupacionalmente expuesto como “*Aquel que en ejercicio y con motivo de su ocupación está expuesto a radiaciones ionizantes o a la incorporación de material radiactivo*”(NOM-026-NUCL-2011, 2011).

Sin embargo, la misma Norma nos dice “*quedan excluidos los trabajadores que ocasionalmente en el curso de su trabajo puedan estar expuestos a este tipo de radiación, siempre que el equivalente de dosis efectiva anual que reciban no exceda el límite establecido para el público en el Reglamento General de Seguridad Radiológica*” (NOM-026-NUCL-2011, 2011). Deje la cita, porque la tome literal de esa normal, solo haciendo alusión al RGSR

Cabe mencionar que la normatividad mexicana (NOM-031-NUCL-2011), EXIGE QUE el personal ocupacionalmente expuesto, requiere de un entrenamiento inicial y uno periódico, con sus respectivos requisitos.

Como entrenamiento inicial, se entiende *“al Proceso conformado por un conjunto de actividades mediante las cuales los candidatos... adquieren los conocimientos y habilidades específicas para llevar a cabo las funciones inherentes... de conformidad con los procedimientos aplicables y siempre dentro de los lineamientos que regulan la protección de las personas y la seguridad de las fuentes”* (NOM-031-NUCL-2011, 2011)

El entrenamiento inicial, de acuerdo a la NOM-031-NUCL-2011, para el personal ocupacionalmente expuesto, exige haber aprobado *“Un curso sobre protección radiológica, con una duración mínima de 40 horas, de las cuales, se deben dedicar al menos 24 horas de teoría y 16 horas de práctica... Un curso de entrenamiento en el manual de seguridad radiológica y en el plan de emergencia específicos de la instalación, cuya duración y contenido deben ser adecuados al nivel de riesgo de la práctica... Conocimiento y aplicación correcta de los procedimientos e instrucciones contenidas en el manual de seguridad radiológica y en el plan de emergencia de la instalación”* (NOM-031-NUCL-2011, 2011).

En el caso de entrenamiento periódico, este se define como el *“Proceso encaminado a garantizar que la aptitud del encargado de seguridad radiológica, auxiliar del encargado de seguridad radiológica, y el personal ocupacionalmente expuesto se mantenga, y se refuercen las competencias requeridas para el desempeño seguro de las funciones de su puesto, considerando actualizaciones en procedimientos, modificaciones en equipos e instalaciones, experiencia acumulada, e innovaciones tecnológicas”* (NOM-031-NUCL-2011, 2011).

Respecto a los requisitos para el persona ocupacionalmente expuesto, se pide haber *“aprobado un curso en protección radiológica de periodicidad anual, con una duración adecuada al tipo y complejidad de la instalación específica; El mismo curso debe ser impartido por el encargado de seguridad radiológica de la instalación, y ser adecuado al nivel de riesgo de la práctica autorizada; El egresado de este curso debe ser capaz de demostrar la aplicación de los elementos necesarios para la ejecución apropiada de sus actividades”* (NOM-031-NUCL-2011, 2011).

Cabe mencionar que para el POE debe existir una supervisión médica, la cual dicta lo siguiente:

“La vigilancia médica del POE debe estar a cargo de un médico que tenga conocimientos y experiencia en medicina del trabajo y/o en los efectos biológicos de la radiación ionizante ... debe comprender los exámenes médicos previos a la contratación y los exámenes médicos periódicos. La frecuencia de los exámenes médicos para el POE debe ser anual, dicha frecuencia puede aumentar a juicio del médico que realice la vigilancia médica. Al candidato a POE se le debe: generar la ficha de registro; practicar el examen médico previo a la contratación, y emitir el certificado médico de acuerdo con lo establecido en los Apéndices A, B y D respectivamente. La vigilancia médica periódica del POE debe sujetarse a lo establecido en los Apéndices C y D, y en caso necesario hacer la actualización a la ficha de registro para candidatos y personal ocupacionalmente expuesto. Para cada persona que funja como POE deberá integrarse un expediente ... , el cual deberá mantenerse por el permisionario hasta 30 años después del término de la relación laboral” (NOM-026-NUCL-2011, 2011).

Para el caso de la sala de hemodinamia del Hospital Juárez de México, en el servicio de hemodinamia de neuro intervencionismo, se cuenta con un médico neurocirujano a cargo, tres médicos neurocirujanos residentes (los cuales han sido denominados R1, para quien realiza la operación, R2 para quien asiste en la operación, R3 quien hace las funciones de operación del equipo), dos médicos anestesiólogos y tres enfermeras.

i. Naturaleza de los rayos X

Los rayos X son considerados radiación ionizante (RI) porque pueden liberar electrones de los orbitales atómicos. Si la radiación es formada por partículas cargadas se le denomina directamente ionizante, si es formada por partículas neutras se denomina indirectamente ionizante (SEFM, 2011).

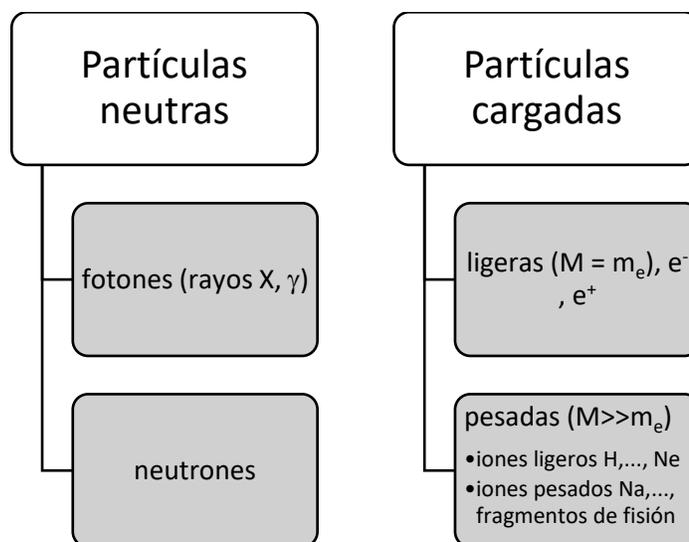


Figura 1. Origen de las radiaciones ionizantes (SEFM, 2011).

Hay varios tipos de rayos X, uno de ellos son los llamados “rayos X característicos” ó “rayos X de fluorescencia”. Su producción se explica con el fenómeno llamado Captura electrónica (EC) y Conversión interna.

La captura electrónica (EC), es parte de la explicación de desintegraciones radiactivas, es decir, hay una desintegración radiactiva mediante EC, caracterizada porque el núcleo en lugar de emitir una partícula β^+ , captura uno de sus propios electrones y emite un neutrino monoenergético. Los electrones más propensos a ser capturados son los del orbital *K* en un 90% de las veces, mientras que el 10% restante lo ocupan casi en su totalidad los electrones del orbital *L*. El resultado de esta “captura” por parte del núcleo es la creación de vacancias en los orbitales *L* o *K*, que rápidamente son ocupadas por un electrón de un orbital más externo, con una emisión de rayos X de fluorescencia (Attix, 2004).

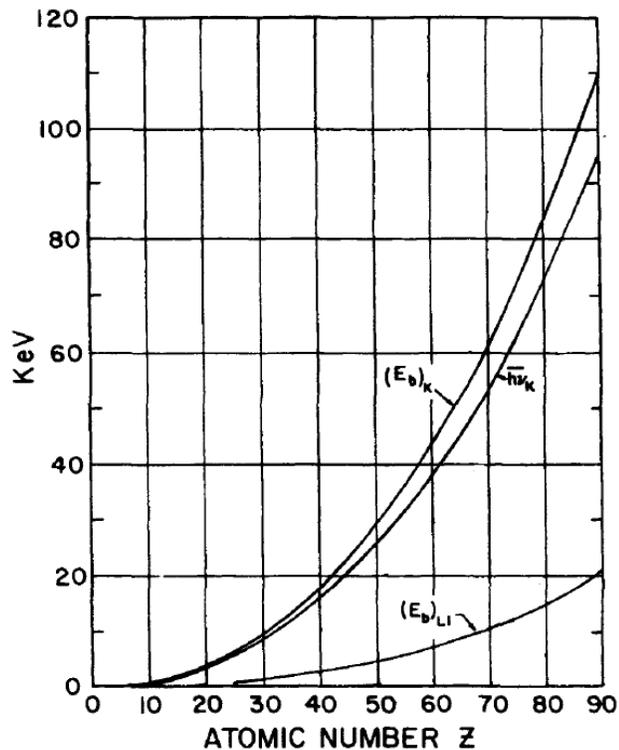


Figura 2. Energías de enlace de los electrones (E_b) en los orbitales K y L , y la energía de los rayos X de fluorescencia $h\bar{\nu}_K$ (Attix, 2004).

La figura nos muestra las energías presentes en la EC en función del número atómico. Se nota que la energía de los rayos X de fluorescencia en el orbital K ($h\bar{\nu}_K$) es menor a la energía de enlace en el mismo orbital $(E_b)_K$, porque esta última representa la diferencia de energía entre un electrón en el orbital K y uno completamente lejos del átomo, mientras que los fotones de fluorescencia son resultado de una transición más cercana.

La probabilidad de que ocurra una emisión de fluorescencia se llama Campo de fluorescencia, y se denota por Y_K o Y_L , según corresponda.

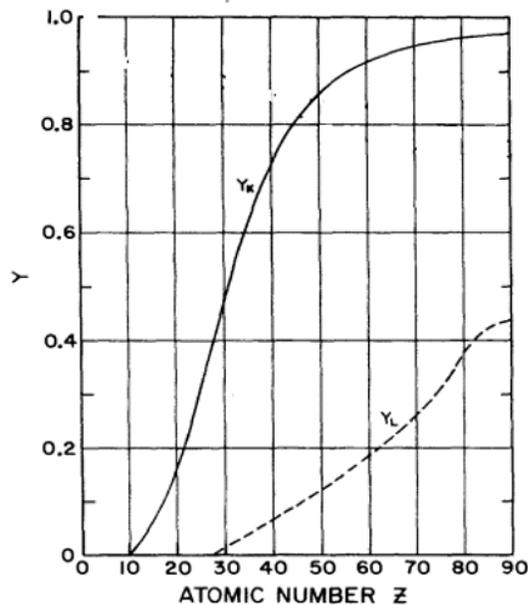


Figura 3. Campo de fluorescencia para electrones removidos del orbital K o L (Attix, 2004).

En la figura se aprecia que Y_K crece rápidamente para $Z > 10$, aproximándose a la unidad para valores de Z altos mientras que Y_L es prácticamente 0 para elementos atrás del Cu, y tomando solamente un valor máximo de 0.42 en $Z=90$. Por otro lado, la emisión fluorescente de rayos X para el orbital M es despreciable.

El efecto Auger se ve involucrado aquí porque parte o toda la energía de enlace E_b es convertida en energía cinética mediante el efecto Auger. Donde el papel de dicho efecto es proveer un mecanismo alternativo con el cual el átomo puede disponer la energía de enlace que no fue utilizada por la emisión fluorescente de rayos X. Siendo así, si no se emite un rayo X de fluorescencia, entonces toda la energía de enlace E_b pasa a ser parte del proceso Auger (Attix, 2004).

La energía mínima que debe ser suministrada para la emisión de fluorescencia en Tungsteno debe ser de 69.5 keV. El efecto predominante es el fotoeléctrico.

Cuadro 1. Energía de enlace E_b para los electrones en Tungsteno (Attix, 2004).

Orbital ↓	$(E_b)_K$ keV	Orbital ↓	$(E_b)_L$ keV	Orbital ↓	$(E_b)_M$ keV	Orbital ↓	$(E_b)_N$ keV
K	69.525	L _I	12.098	M _I	2.820	N _I	0.595
		L _{II}	11.541	M _{II}	2.575	N _{II}	0.492
		L _{III}	10.204	M _{III}	2.281	N _{III}	0.424
				M _{IV}	1.871	N _{IV}	0.256
				M _V	1.809	N _V	0.242
						N _{VI}	0.036
						N _{VII}	0.034

Otro tipo de rayos X son los de frenado o mejor conocidos como “Bremsstrahlung”, que son generados por una desaceleración de un haz de electrones que colisionan con un blanco metálico.

La siguiente ecuación muestra la relación existente entre EL PODER de frenado de la masa radiativa y EL PODER de frenado por colisión de masa.

$$\frac{(dT/\rho dx)_r}{(dT/\rho dx)_c} \cong \frac{TZ}{n}$$

La ecuación anterior indica que dichas potencias de frenado son proporcionales al producto de la energía cinética T de la partícula, y el número atómico Z del medio, dividido entre la constante n que puede tomar valores de 200 u 800 MeV.

Un valor más preciso para n está dado por la siguiente ecuación, cuando T toma valores entre $0.01 < T < 3\text{MeV}$.

$$n \cong \left[700 + 200 \log_{10} \left(\frac{T}{3} \right) \right] \pm 100 \text{ MeV}$$

Los rayos X de este tipo se ven favorecidos cuando el blanco posee un Z alto. Sin embargo, casi toda la energía involucrada se degrada en forma de calor dañando al mismo

blanco, la solución común es usar Tungsteno porque posee un punto de fusión muy alto, 3410 °C.

Partiendo de la ecuación de relación de potencias de frenado, se puede obtener la energía total necesaria para producir rayos X Bremsstrahlung. Teniendo entonces la siguiente ecuación.

$$\frac{(dT/\rho dx)_r}{(dT/\rho dx)} = \frac{(dT/\rho dx)_r}{(dT/\rho dx)_c + (dT/\rho dx)_r} = \frac{TZ}{n + TZ}$$

Donde n, toma los valores siguientes:

775 a 100 MeV

786 a 10 MeV

649 a 1 MeV

371 a 0.1 MeV

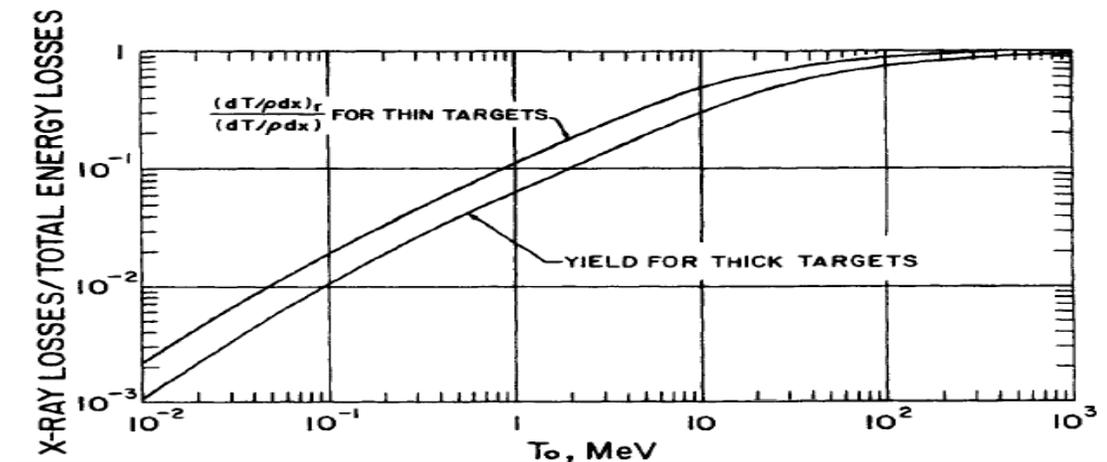


Figura 4. Fracción de energía perdida, que se convertirá en rayos X Bremsstrahlung, para objetivos gruesos y delgados (Attix, 2004).

Se puede apreciar que a 100 keV un haz de electrones destina solo el 1% de su energía a la producción de rayos X en un blanco grueso (thick target), el 99% restante se pierde en colisiones, generando calor.

El caso particular de los rayos X, se habla de la interacción de fotones con la materia, es decir, los rayos X carecen de masa y carga eléctrica. Por ejemplo, si se tienen fotones de energía E interactuando con átomos neutros con número atómico Z, en un

intervalo de energía de aproximadamente 0.1 keV a 1 GeV, los procesos de interacción dominantes son efecto fotoeléctrico, efecto Compton, y creación de pares (Mayles, Alan, & Rosenwald, 2007).

a. Efecto fotoeléctrico

Un fotón incidente interactúa con el átomo y es absorbido, entonces un electrón es expulsado de su orbital con una energía cinética $T = h\nu - E_B$, donde $h\nu$ es la energía de interacción del fotón, y E_B la energía de enlace del electrón.

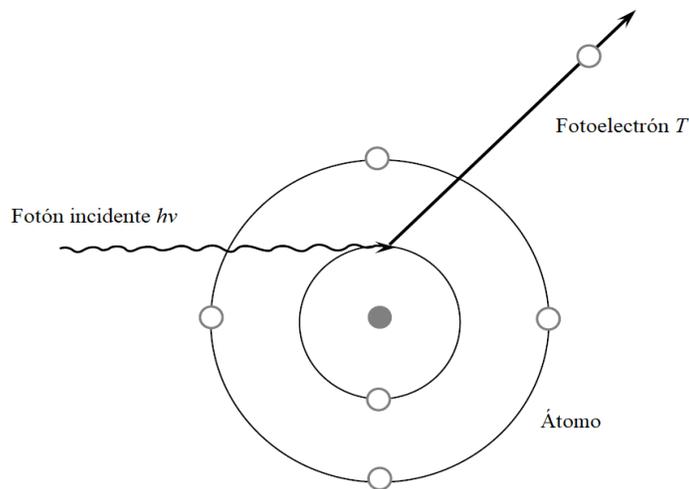


Figura 5. Efecto fotoeléctrico (Mayles et al., 2007).

Otro aspecto importante es la sección transversal σ_{pe} , la cual incrementa rápidamente cuando la energía del fotón decae. Los diagramas de sección transversal contra energía del fotón muestran una serie de discontinuidades o picos justo en donde la energía es igual a una energía de enlace de un electrón en su respectivo orbital, estas discontinuidades son conocidas como borde de absorción (*absorption edge*), e indican que detrás de este los fotones incidentes no tienen la energía necesaria para expulsar un electrón de su orbital.

La sección transversal depende fuertemente del número atómico, y es fácilmente apreciable en la ecuación que la define.

$$\sigma_{ph} \cong \frac{kZ^4}{(h\nu)^3}$$

La ecuación indica que al incrementar el número atómico, la sección transversal incrementará muy rápidamente, a pesar de ser inversamente proporcional a la energía del fotón incidente, y toma importancia cuando se trabaja con fotones de baja energía y materiales con números atómicos grandes (Podgorsak, 2005).

b. Efecto Compton

También conocido como interacción de Compton o dispersión incoherente. Su característica principal es que el fotón es representado en una interacción con un electrón libre y estacionario, donde el fotón incidente pierde energía y es dispersado al mismo tiempo que el electrón es movido.

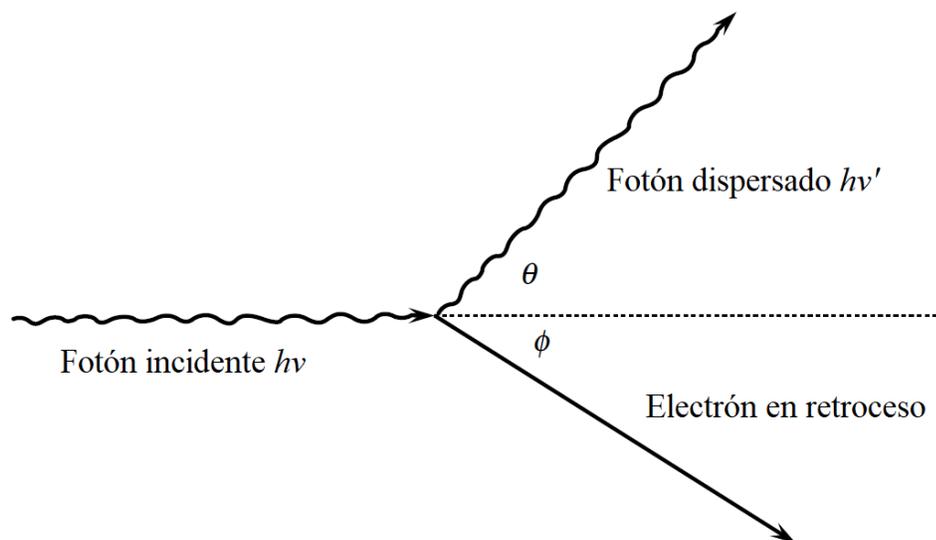


Figura 6. Dispersión de Compton, donde un fotón incidente con energía $h\nu$ es dispersado como un fotón de energía $h\nu'$ y un electrón de retroceso (Mayles et al., 2007).

El fotón incidente con energía $h\nu$ es dispersado en un ángulo θ , llamado ángulo de dispersión, entonces, la energía $h\nu'$ del fotón dispersado está dada en la ecuación siguiente.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)}$$

Donde $\alpha = h\nu / (m_0c^2)$, y m_0 es la masa en reposo del electrón.

Así mismo el ángulo ϕ está dado por la ecuación siguiente.

$$\cot \phi = (1 + \alpha) \tan \frac{\theta}{2}$$

Donde es fácilmente apreciable al sustituir el valor de $\phi \leq \pi/2$, el electrón de retroceso no puede ser emitido en la dirección contraria al fotón incidente (Khan; Faiz M, 1993).

Al sustituir el valor $\theta = 0$, es decir, cuando el electrón se desplaza en la misma dirección del fotón incidente, se tiene que $h\nu' = h\nu$, esto significa que no hay pérdida de energía. Por otro lado, si $\theta = 180^\circ$, es decir, una dispersión con dirección contraria a la dirección del fotón incidente (con retroceso), este habrá perdido casi toda su energía inicial, además dicha pérdida de energía aumenta proporcionalmente a la energía del fotón hasta un límite de 256 keV dado por el valor de $m_0c^2/2$. Finalmente, para un valor de $\theta = 90^\circ$ existe un comportamiento similar a la dispersión de 180° , con la diferencia en el valor límite m_0c^2 de 511 keV (Mayles et al., 2007).

Se hace una mención de la dispersión coherente, esta se da cuando no hay pérdida de energía por parte del fotón incidente, también se le denomina dispersión elástica o de Rayleigh. Para que esta se produzca se toma un electrón enlazado a un orbital, y también considera que su ángulo de dispersión es tan pequeño que no es relevante. Debido a que este tipo de dispersión no considera una pérdida de energía, no toma un papel importante en el coeficiente de transferencia de energía, pero sí contribuye al coeficiente de atenuación (Podgorsak, 2005).

c. Creación de pares

Se presenta cuando un fotón incidente es absorbido por el campo eléctrico del núcleo, posterior a esto se crean dos partículas de igual masa, pero con carga opuesta, el electrón (negatrón) y el positrón, cuyas energías cinéticas son T^- y T^+ respectivamente.

Tomando en consideración la conservación de la energía se tiene la siguiente ecuación.

$$T^- + T^+ = h\nu - 2m_0c^2$$

Donde m_0c^2 es la energía del electrón en reposo de masa m_0 . Además este proceso tiene un valor umbral de energía de 1.02 MeV, justificados al tratarse de dos partículas con idénticas características pero de carga opuesta (Khan; Faiz M, 1993).

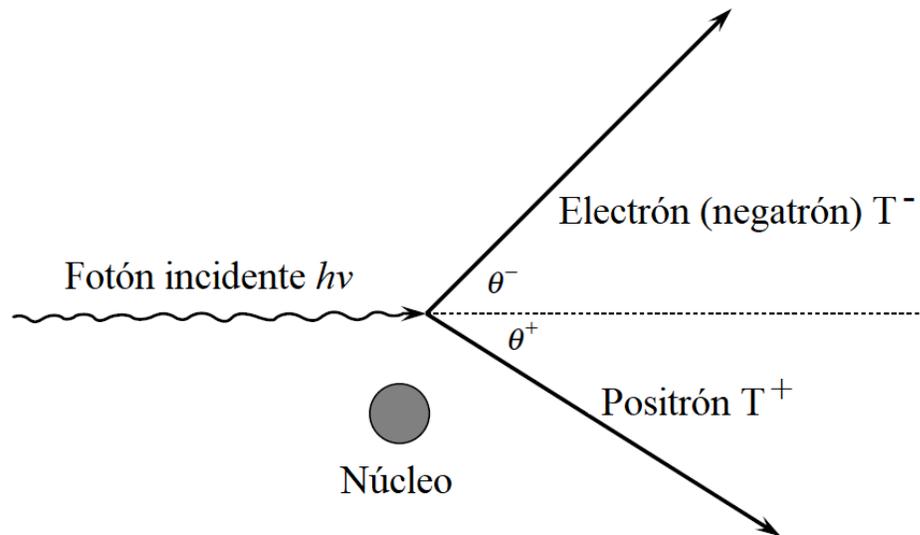


Figura 7. Producción de pares, donde un fotón incidente es absorbido por el campo eléctrico del núcleo creando dos partículas similares, con energía cinética idéntica (Mayles et al., 2007).

Las dos partículas creadas son expulsadas hacia adelante. Además, si se tiene energías muy por arriba del valor umbral, se puede obtener un ángulo promedio $\bar{\theta}$ de salida para ambas partículas, de la siguiente forma.

$$\bar{\theta} = \frac{m_0c^2}{\bar{T}}$$

Donde $\bar{T} = \frac{1}{2}(h\nu - 1.02 \text{ MeV})$

También existe una variante del fenómeno donde se crean tres partículas, este se da cuando el electrón proveniente del átomo retrocede con suficiente energía que expulsa un electrón orbital, para este caso la energía umbral necesaria es de 2.04 MeV o $4m_0c^2$ (Khan; Faiz M, 1993).

El siguiente cuadro muestra las energías a las cuales los tres efectos antes mencionados son más preponderantes.

Cuadro 2. Importancia relativa de los efectos fotoeléctrico (τ), Compton(σ), y producción de pares(π) en agua (Khan; Faiz M, 1993).

<i>Energía del fotón (MeV)</i>	<i>Número relativo de interacciones (%)</i>		
	τ	σ	π
0.01	95	5	0
0.026	50	50	0
0.060	7	93	0
0.150	0	100	0
4.00	0	94	6
10.00	0	77	23
24.00	0	50	50
100.00	0	16	84

i. Magnitudes y Unidades radiológicas

El reporte ICRU-85, es un estándar de referencia internacional. Y dentro del cual se definen diferentes magnitudes, algunas de ellas se mencionan brevemente en la siguiente figura.

Magnitud	Descripción
<i>Radiométricas</i>	Indican el número y energía de partículas ionizantes, además considera la distribución espacial, así como el producto de estas magnitudes.
<i>Dosimétricas</i>	Proporcionan una medida física que relaciona efectos reales o potenciales de la radiación. Se pueden medir directamente, y son consideradas como magnitudes básicas.
<i>Coefficientes de interacción</i>	Unifican a las magnitudes radiométricas con las dosimétricas, mediante cálculos entre la magnitud medida y la magnitud que se quiere determinar.
<i>Radiactividad, de</i>	Referentes al campo de radiación producido por una sustancia radiactiva; (no se abordarán de manera explícita en este trabajo).

Figura 8. Descripción general de las magnitudes radiológicas contenidas en el reporte ICRU 85.

Cuadro 3. Magnitudes dosimétricas de deposición de energía (ICRU 85, 2011).

<i>Nombre</i>	<i>Símbolo</i>	<i>Unidades SI</i>	<i>Convencional</i>	<i>Definición</i>
<i>dosis absorbida</i>	<i>D</i>	J kg^{-1}	Gy	$d\dot{\epsilon}/dm$
<i>tasa de dosis absorbida</i>	\dot{D}	$\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$	Gy s^{-1}	dD/dt

Cuadro 4. Magnitudes dosimétricas de conversión de energía (ICRU 85, 2011).

<i>Nombre</i>	<i>Símbolo</i>	<i>Unidad</i>	<i>Convencional</i>	<i>Definición</i>
		<i>SI</i>		
<i>kerma</i>	K	J kg^{-1}	Gy	dE_{tr}/dm
<i>tasa de kerma</i>	\dot{K}	$\text{J kg}^{-1} \text{s}^{-1}$	Gy s^{-1}	dK/dt
<i>exposición</i>	X	C kg^{-1}	R	dq/dm
<i>tasa de exposición</i>	\dot{X}	$\text{C kg}^{-1} \text{s}^{-1}$	R/s	dX/dt

Una aclaración importante que hace el OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) o AIEA (International Atomic Energy Agency) por sus siglas en inglés, es referente al uso de la definición de dosis absorbida en aire, que en el pasado representaba la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas por unidad de masa, pero actualmente esta es la definición de kerma en aire. La justificación está en el hecho de la existencia de dificultades para determinar la dosis en aire, “especialmente en la proximidad de una interfaz entre dos medios distintos, y lo que indican los equipos de dosimetría no es la energía absorbida por el aire, sino la energía transferida por la radiación a las partículas cargadas resultantes de la ionización” (ICRP 74, 1997) (AIEA, 2007).

a. Definición de magnitudes dosimétricas usadas en intervencionismo

La ICRP e ICRU, hacen referencia las magnitudes dosimétricas en diversos campos donde la radiación ionizante (RI) está presente, donde los documentos más específicos al respecto son la ICRP-60 y el reporte ICRU 74, donde entre otros aspectos considera el caso de los procedimientos en intervencionismo. Es importante mencionar que hay más reportes complementando esta información tanto en una como en otra comisión.

1. Kerma (K)

Para partículas neutras ionizantes (neutrones y fotones), es el cociente de dE_{tr} sobre dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas en una masa dm de un material al incidir en éstas partículas neutras, como fotones o neutrones (ICRU 85, 2011).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Su equivalencia de unidades con el SI es la siguiente.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1} = 1 \text{ cGy}$$

2. Tasa de Kerma (\dot{K})

Es el cociente de dK sobre dt , donde dK es el incremento de kerma en un intervalo de tiempo dt (ICRU 85, 2011).

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Unidades que emplea.

$$1 \text{ rad s}^{-1} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1} \text{ s}^{-1} = 1 \text{ cGy s}^{-1}$$

3. Exposición (X)

Es el cociente de dq sobre dm , donde dq es el valor absoluto de la carga total de iones producidos cuando todos los electrones y positrones son liberados o creados al haber incidencia de fotones en una masa dm de aire seco, donde son completamente frenados (ICRU 85, 2011).

$$X = \frac{dq}{dm}$$

La unidad antigua es el roentgen (R), y la equivalencia con las unidades del SI es la siguiente:

$$1 \text{ C kg}^{-1} = 3876 \text{ R}$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$$

Esta magnitud tiene algunas consideraciones, así como restricciones que se resumen a continuación.

a. Usada exclusivamente para un haz o campo de fotones (rayos X o γ) en aire.
b. Disminuye con el cuadrado de la distancia desde la fuente emisora, siempre y cuando dicha fuente emita fotones de forma omnidireccional y homogénea.
c. El efecto medido es la ionización del aire.
d. Tiene limitaciones al trabajar con energías muy bajas o altas.

Figura 9. Consideraciones y restricciones para la exposición (x) (Ciemat, 2009).

4. Tasa de exposición (\dot{X})

Es el cociente de dX sobre dt , donde dX es el incremento de exposición en un intervalo de tiempo (ICRU 85, 2011).

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

Unidades que emplea.

$$1 \text{ R s}^{-1} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1} \text{ s}^{-1}$$

5. Dosis absorbida

Es el cociente de $d\bar{e}$ sobre dm , donde $d\bar{e}$ es la energía impartida por radiación ionizante a la materia en una masa dm (ICRU 85, 2011).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

También es definida como la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto (ICRP 74, 1997).

Emplea las mismas unidades que el kerma (K),

6. Tasa de dosis absorbida

Es el cociente de dD sobre dt , donde dD es un incremento de la dosis absorbida en un intervalo de tiempo dt (ICRU 85, 2011).

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Al usar las mismas unidades que el kerma (K), esta magnitud puede expresarse como Gy s^{-1} , Gy min^{-1} ó Gy h^{-1} , de acuerdo con el tiempo de radiación que resulte más conveniente.

7. Dosis equivalente (H)

Se refiere a la dosis que recibe un órgano o tejido, corregida por un factor de ponderación diferente según el tipo de radiación presente; considera también la eficacia biológica relativa de la radiación en cuanto a efectos estocásticos. En el caso de rayos X, este factor de ponderación (de calidad) es igual a la unidad. Sus unidades especiales son el sievert (Sv) que es equivalente a joule sobre kilogramo (J kg^{-1}), (AIEA, 2013).

Se define como el producto de Q por D , donde Q es el factor de calidad o ponderación y D es la dosis absorbida.

$$H = Q * D$$

8. Dosis equivalente a un órgano (H_T)

Hace uso de “factores de peso de radiación”, para tener en cuenta los efectos estocásticos sobre la salud debido a la dosis absorbida y al tipo de radiación considerada.

Se define como

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media para la radiación R en el tejido u órgano T , y w_R es el factor de ponderación o factor de peso para la radiación R . Cuando existen radiaciones con distintos valores de w_R , estas se suman para tener la dosis equivalente en el órgano (ICRP 103, 2007).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Cuadro 5. Factores de ponderación de la radiación recomendados (ICRP 103, 2007).

<i>Tipo de radiación</i>	w_R
<i>Fotones</i>	1
<i>Electrones y muones</i>	1
<i>Protones</i>	2
<i>Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados</i>	20
<i>Neutrones</i>	Como función de E_n

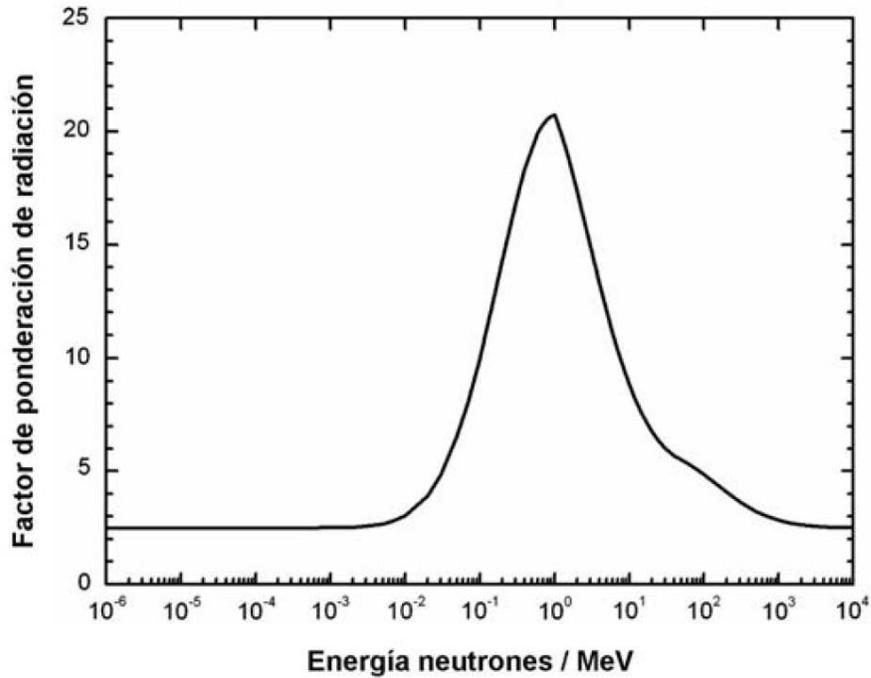


Figura 10. Factor de ponderación w_R para neutrones en función de la energía de los neutrones E_n (ICRP 103, 2007).

Cuadro 6. Factores de ponderación de los tejidos recomendados (ICRP 103, 2007).

<i>Tejido</i>	w_T	Σw_T
<i>Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos*</i>	0.12	0.72
<i>Gónadas</i>	0.08	0.08
<i>Vejiga, esófago, hígado, tiroides</i>	0.04	0.16
<i>Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel</i>	0.01	0.04

*Resto de los Tejidos: Adrenales, región torácica (ET), vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix.

9. Dosis efectiva

Es la suma ponderada de las dosis equivalentes a todos los tejidos y órganos pertinentes, para indicar la combinación de diferentes dosis en diferentes tejidos, haciendo posible una correlación con el total de efectos estocásticos. Aplicable, aunque la distribución de dosis absorbida no sea homogénea. Sus unidades especiales son el sievert (Sv) que es equivalente a joule sobre kilogramo ($J\ kg^{-1}$), (AIEA, 2013).

i. Efectos biológicos de la radiación

Además de los beneficios que trae consigo la radiología intervencionista, la radiación asociada puede tener efectos de tipo agudo o crónico, presentándose poco tiempo después de la exposición o después de muchos años, respectivamente.

a. Clasificación

Es así como la clasificación de estos efectos se puede dar en dos principales grupos asociados a la radiación, y en un tercer grupo que incluye a los dos anteriores. Se tiene entonces:

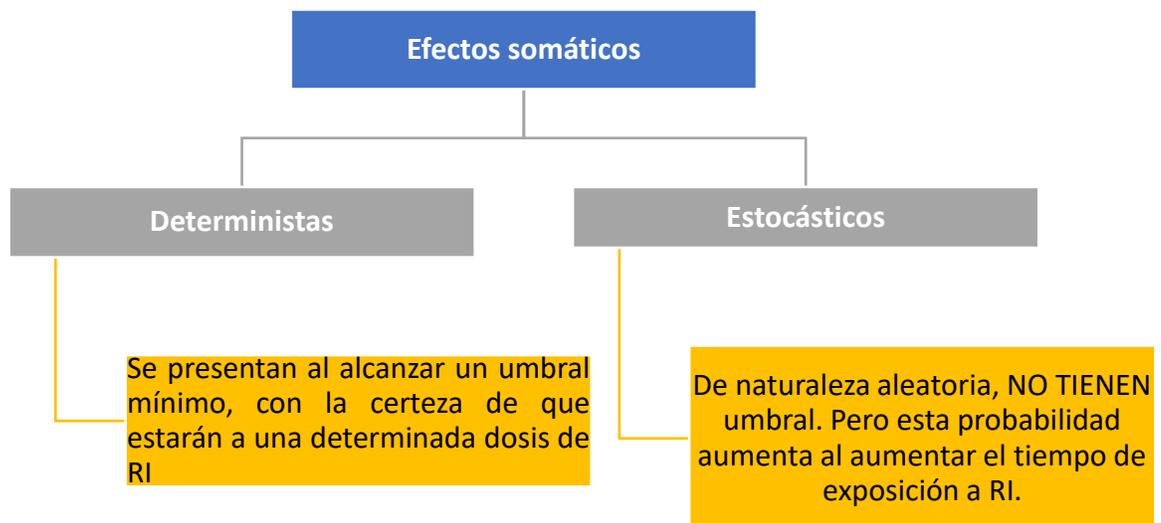


Figura 11. Clasificación de los efectos biológicos producidos por radiación ionizante (RI) (Preciado Ramírez & Cano, 2010).

Los rayos X pueden impactar el núcleo celular, induciendo mutaciones sobre el ADN por mecanismos de ionización o excitación (directos) o por liberación de radicales libres (indirectos). De esta forma las opciones que tiene la célula son, a) Reparación sin secuelas, b) Muerte celular (efecto determinista, puede dar lugar a radiolesión), y c) Supervivencia celular con reparación defectuosa o mutación, (efecto estocástico, potencialmente cancerígeno o enfermedad hereditaria). Siendo así los efectos deterministas considerados como radiolesiones (eritema cutáneo, depilación, úlcera de piel, cataratas o esterilidad); y los efectos estocásticos son principalmente cancerígenos o hereditarios. Hay que tomar en cuenta que los efectos deterministas también pueden conducir a las consecuencias de los estocásticos al aumentar la gravedad de las lesiones por un aumento de dosis (A. Durán, 2015).

Cuadro 7. Principales características de efectos estocásticos y determinísticos (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).

	EFFECTOS ESTOCÁSTICOS	EFFECTOS DETERMINISTAS
MECANISMOS	Lesión subletal (pocas células)	Lesión letal (muchas células)
NATURALEZA	Somática (de tejidos y órganos) o hereditaria	Somática
GRAVEDAD	No depende de la dosis	Depende de la dosis
DOSIS UMBRAL	No	Sí
RELACIÓN DOSIS-EFECTO	Lineal-cuadrática; Lineal	Lineal
APARICIÓN	Tardía	Inmediata, corto plazo

a. Mecanismo de acción biológica

De forma general el mecanismo de acción biológica frente a la radiación sigue la siguiente ruta: Primero, a baja exposición no hay cambios a nivel celular; Segundo, exposición suficiente para generar cierto daño, la célula aún es capaz de repararlo; Tercero, exposición alta, la célula es incapaz de reparar el daño sin modificar sus propias funciones; Cuarto, lisis celular, es decir ruptura de su membrana y su posterior muerte (Preciado Ramírez & Cano, 2010).

A nivel celular la radiación se puede ver reflejada los siguientes factores

Físicos

- Se refiere a la dosis, tiempo y tamaño de área expuesta. (Características de la radiación).

Fisiológicos

- Edad, sexo, metabolismo, etc. (Características de la persona irradiada).

Ambientales

- Presión de O₂, estado del ciclo celular

Figura 12. Factores que influyen en los efectos biológicos (Preciado Ramírez & Cano, 2010).

El intervalo de tiempo entre exposiciones a la radiación ionizante (RI), permite que la reparación de la célula tenga más probabilidad de éxito si dicho intervalo es prolongado. En este mismo sentido, cuando el sistema biológico recibe RI puede presentar una modificación por acción directa de la energía recibida, a esto se conoce como efecto directo. Por otra parte, un efecto indirecto es cuando hay mecanismos secundarios que provocan daño, en el caso del sistema biológico ser esencialmente acuosos se genera una gran cantidad de radicales libres (R⁺) (Gisione & Del Rosario Perez, 2000).

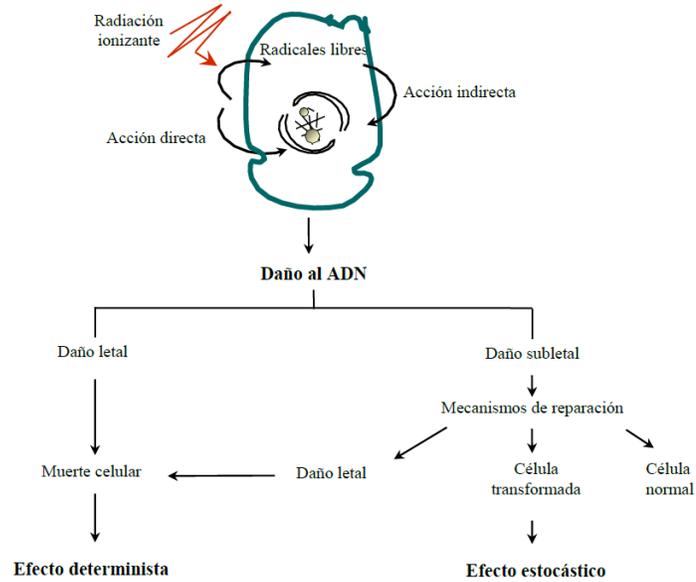


Figura 13. Esquema de la interacción de la RI con componentes celulares. Tomado de (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).

Cuando la RI incide en la materia pierde energía gradualmente. Teniendo así la definición de LET como la energía media depositada por unidad de longitud de la trayectoria de la RI; sus unidades son el keV/ μm . Otra forma de definirla es como la densidad de deposición de energía en un material.

Los efectos secundarios (indirectos) predominan a radiación de baja transferencia lineal de energía (LET), y viceversa, los efectos directos predominan a valores altos de LET. Cuando se trabaja con radiaciones con baja LET, el oxígeno (O_2) muestra un efecto potenciador sobre la acción biológica de la RI, es decir actúa como radio-sensibilizador. Este efecto se puede cuantificar mediante un coeficiente denominado Oxygen Enhancement Ratio (OER). Luego de la exposición, la tasa de supervivencia S disminuye al aumentar la dosis D (Gisione & Del Rosario Perez, 2000).

Cuadro 8. LET para diferentes tipos de radiación (Gisione & Del Rosario Perez, 2000)

TRANSFERENCIA LINEAL DE ENERGÍA	KEV/μM
Co-60, rayos gamma	0.2
250 kVp rayos X	2.0
10 MeV protones	4.7
150MeV protones	0.5
14 MeV neutrones	12
2.5 MeV partículas alfa	166
2 GeV iones de Fe	1000

Otro concepto relacionado directamente a la LET, es la Eficacia Biológica Relativa (RBE), la cual es una relación de dosis de rayos gamma (D_γ) y la radiación de prueba (D_r), para producir una cantidad igual de un efecto biológico particular (D_γ / D_r). Los efectos de dosis iguales de diferentes tipos de radiación se comparan, producen efectos biológicos diferentes, estos se expresan como RBE. Históricamente el efecto de 250kV de rayos X se tomó como estándar, pero en la actualidad es >1 MeV de ^{60}Co .

Por otra parte, los niveles de interacción con la célula van desde la membrana hasta el núcleo, pasando por el citoplasma. Cuando la RI llega al nivel de la membrana hay alteraciones osmóticas, con esto la célula recibe mayor cantidad de fluidos externos además de permitir que el citoplasma se desplace al exterior. Si la RI alcanza al citoplasma se produce radiólisis. Finalmente, si alcanza al núcleo puede alterar el ADN produciendo mutaciones inducidas anormales (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).

b. Respuesta sistémica a la radiación

Esta respuesta del organismo es determinada por la suma de los efectos de cada uno de los sistemas irradiados, sin embargo, la respuesta es diferente en cada uno, de tal forma que la respuesta global es determinada por el sistema más radiosensible. Así mismo la respuesta a la radiación de un sistema u órgano se define como los cambios morfológicos

y/o funcionales, que pueden ser visibles y detectables, producto de una dosis de RI en un intervalo de tiempo.

Hay diversos mecanismos de reparación para la célula, a continuación, se muestran algunos de ellos de forma muy general.

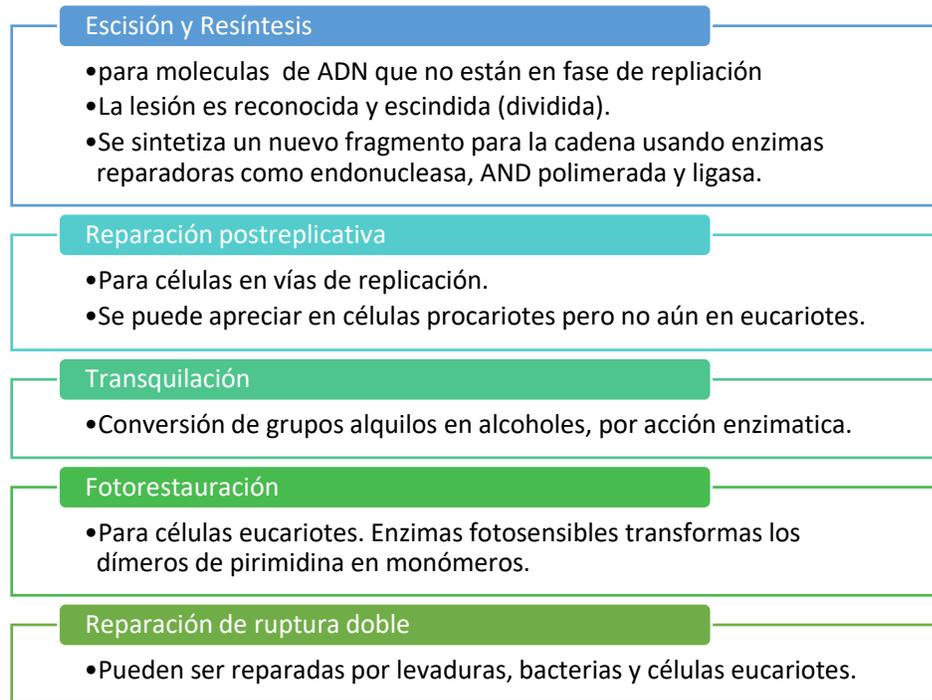


Figura 14. Mecanismos de reparación de diferentes células después de estar expuestos a RI (Gisione & Del Rosario Perez, 2000)

Los principales efectos deterministas producidos a diferentes órganos, tejidos y sistemas, después de una exposición aguda a RI de baja LET, son los siguientes:

Cuadro 9. Consecuencias, dosis y causas de efectos deterministas, en condiciones de baja LET y exposición aguda (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013).

<i>Tejido</i>	<i>Efecto</i>	<i>Periodo de latencia (aproximado)</i>	<i>Umbral aproximado (Gy)</i>	<i>Dosis para efecto severo</i>	<i>Provoca</i>
<i>Sistema hematopoyético</i>	Infecciones	2 semanas	0.5	2.0	Leucemia
	Hemorragias				Plaquetopenia
<i>Sistema inmune</i>	Inmunosupresión	Algunas horas	0.1	1.0	Linfopenia
<i>Sistema gastrointestinal</i>	Infección sistémica	1 semana	2.0	5.0	Lesión epitelio intestinal
	Deshidratación				
	Desnutrición				
<i>Sistema nervioso central</i>	Encefalopatías y mielopatías	Variable según la dosis	15.0	30.0	Desmielinización y daño vascular
<i>Piel</i>	Descamación	3 semanas	3.0	10.0	Daño en la capa basal
<i>Testículo</i>	Esterilidad	2 meses	0.2	3.0	Aspermia celular
<i>Ovario</i>	Esterilidad	< 1 mes	0.5	3.0	Muerte interfásica del ovocito
<i>Pulmón</i>	Neumonía	3 meses	8.0	10.0	Fallos en la barrera alveolar
<i>Cristalino</i>	Cataratas	> 1 año	0.2	5.0	Fallos en la maduración
<i>Tiroides</i>	Deficiencias metabólicas	< 1 año	5.0	10.0	Hipotiroidismo

Los efectos que se producen en un organismo completo difieren por aspectos como la edad, tiempo de exposición, e intensidad de la radiación. Los síntomas producidos en su conjunto se conocen como Síndrome Agudo de Irradiación. Las etapas en el individuo adulto en dicho síndrome son las siguientes:

- Prodrómica (síntomas iniciales): Síntomas y signos en las primeras 48h. Náuseas, vómitos, diarreas, cefaleas, vértigo, alteraciones de sentidos, taquicardia, irritabilidad, insomnio son algunos de los síntomas más comunes. Puede durar de unos minutos a varios días.
- Latente: Ausencia de síntomas. Puede durar desde unos minutos hasta varios días.
- Enfermedad: Síntomas concretos de los órganos, tejidos más dañados por la RI
- Algunos autores consideran una cuarta etapa a la recuperación o muerte.

(Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2013), (Gisione & Del Rosario Perez, 2000)

Posteriormente se clasifican en tres síndromes posteriores a la irradiación en función del órgano que contribuye más al daño. De esta manera se tienen los siguientes:

- Síndrome de médula ósea o Hematopoyético

Producido por dosis de 1 a 10 Gy a cuerpo entero. También maneja intervalos más específicos de 3 a 5 Gy. A las pocas horas hay vómitos, náuseas y diarreas, en los días posteriores se detiene hasta por tres semanas, para dar paso a la enfermedad manifiesta, cuyos síntomas son leucopenia (baja producción de leucocitos) y trombopenia (disminución de plaquetas). Además, se tendrá un sistema inmune debilitado, dando paso a enfermedades como infecciones que se vuelven rápidamente graves. Si la dosis recibida fue de menos de 3 Gy a partir de la 5ª semana el cuerpo humano comienza una lenta recuperación; dosis más altas han sido asociadas estadísticamente como una causa de muerte en 30 o 60 días.

- Síndrome gastrointestinal

Producido por dosis de 5 a 15 Gy. Los síntomas son debido a una lesión del tracto gastrointestinal. Los primeros síntomas aparecen a las primeras horas de exposición, entre ellos hay diarrea, vómito y náuseas intensas. Después del segundo día y hasta el quinto no hay síntomas. Para después volver a los síntomas iniciales acompañados de fiebre.

- **Síndrome Neurológico**

Con dosis superiores a 50 Gy, pero hay autores que manejan hasta 15 Gy. Como síntomas iniciales se tienen náuseas, vómitos, confusión e irritabilidad, además de una marcada disminución de consciencia y sensación de quemazón en la piel. La fase final se presenta a las pocas horas de irradiación haciendo más marcada la pérdida de consciencia, convulsiones, ataxia, grados progresivos de coma, para concluir con la muerte en un periodo de 1 a 5 días posteriores a la irradiación.

(Gisione & Del Rosario Perez, 2000)

i. Dosimetría para rayos X

Al hablar de dosimetría, se deben hablar de conceptos y propiedades generales de los sistemas de detección de radiación, además de aquellos con capacidad dosimétrica. Por tal motivo, en lo que compete a rayos X, se usa en primera instancia una cámara de ionización para la calibración del equipo a usar, y posteriormente algún material dosimétrico si es necesario. Entonces, la dosimetría se ocupará de la determinación de dosis o tasa de dosis asociada a los procesos de interacción de la radiación con la materia (Valente, 2014).

a. Detectores de ionización gaseosa

Su característica principal es tener un volumen conocido de gas en un espacio cerrado, donde hace contacto con dos electrodos que pueden crear un campo eléctrico al interior del volumen del detector. Así cuando la radiación ionizante alcanza este volumen de gas lo ioniza, permitiendo al campo eléctrico previamente generado, coleccionar los iones presentes, donde los iones positivos son atraídos por el cátodo (electrodo negativo) y los iones negativos por el ánodo (electrodo positivo).

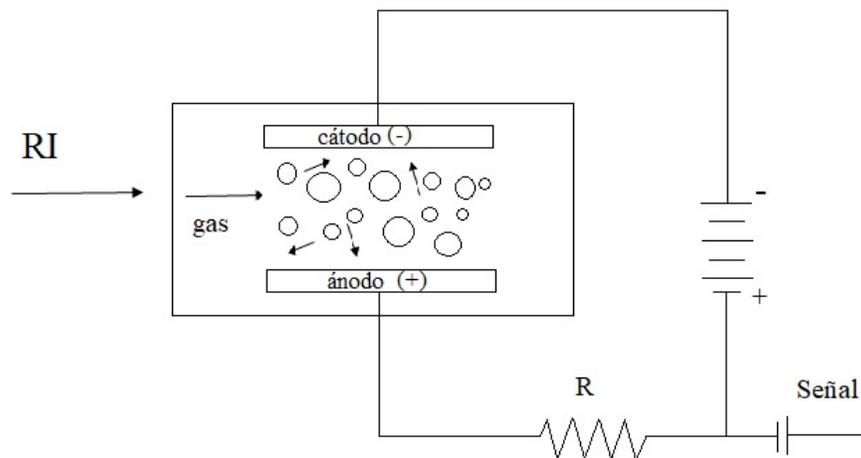


Figura 15. Esquema general de un detector de ionización gaseosa (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2009).

1. Cámaras de ionización

La cámara de ionización permite cuantificar la actividad de algunas sustancias radiactivas directamente. Basando su principio de operación en la colecta mediante electrodos de cargas producidas por la ionización del gas en su interior, para su posterior lectura de la corriente generada, y esta es directamente proporcional a la actividad (Bocca & Iglicki, 2006).

Cuando la radiación ionizante (RI), especialmente de fotones como rayos X o rayos γ interactúa con un gas, ioniza una parte de sus átomos al mismo tiempo que libera iones positivos y electrones negativos. De esta forma el gas pasa de ser un aislante eléctrico a parcialmente conductor. Como efecto final de la interacción de la radiación con el gas interno se tiene la generación de carga eléctrica (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2009).

Su clasificación de acuerdo con la forma de los electrodos puede ser plana o cilíndrica. La primera hace alusión a la forma mencionada en la figura general de un detector de ionización gaseosa. La segunda posee un electrodo en forma de cilindro hueco,

su segundo electrodo es una varilla al centro de dicho cilindro, además su pared exterior debe ser permeable a la radiación.

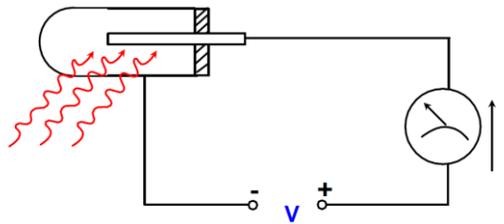


Figura 16. Esquema general de cámara de ionización cilíndrica (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2009).

Su clasificación por su operación es por corriente y por impulsos. Las primeras detectan el efecto promedio de las radiaciones en su conjunto al interactuar con el gas, generando una corriente muy pequeña que para poder ser medida se usa otro instrumento como amplificador. Son adecuadas en situaciones donde es más importante conocer el efecto global de la RI. Por otra parte, las cámaras de impulsos miden los sucesos donde hubo RI por separado, la altura de los impulsos mostrados se asocia con el tipo de RI incidente (Ciemat, 2009).

2. Contadores proporcionales y detector Geiger Müller

Aunque su funcionamiento es en esencia el de una cámara de ionización, hay pequeñas diferencias importantes que los hacen aptos en ciertas condiciones de medición. Por ejemplo, la existencia de una ventana permeable que permita la entrada de la RI, otra diferencia más representativa es que al aumentar la tensión en una cámara de ionización convencional se presenta la “multiplicación de carga”, fenómeno donde hay una ionización primaria por RI y una secundaria por colisiones entre electrones acelerados y moléculas neutras. Aunque este fenómeno aumentaría la eficiencia de la cámara de ionización, cuando se tiene electrodos planos y paralelos, se emplea una tensión de polarización muy alta, generando riesgos en el manejo del equipo; la solución a este problema es usar una geometría coaxial, de cátodo cilíndrico y ánodo en forma de hilo,

permitiendo llegar a zonas Geiger y proporcional con polarización del orden de kV. Son útiles para detectar partículas α , β y neutrones (Estévez Echanique, 2018).

Por otro lado, los detectores o contadores Geiger Müller, como su nombre lo indica, hace un recuento de las partículas ionizantes que llegan al volumen sensible del detector. No proporciona información sobre la naturaleza o energía de la RI incidente, debido a que todas sus mediciones están en una misma amplitud. Son usados para medir niveles de radiación muy bajos. Su rendimiento de detección se aproxima al 100% en el caso de partículas α y β (Estévez Echanique, 2018).

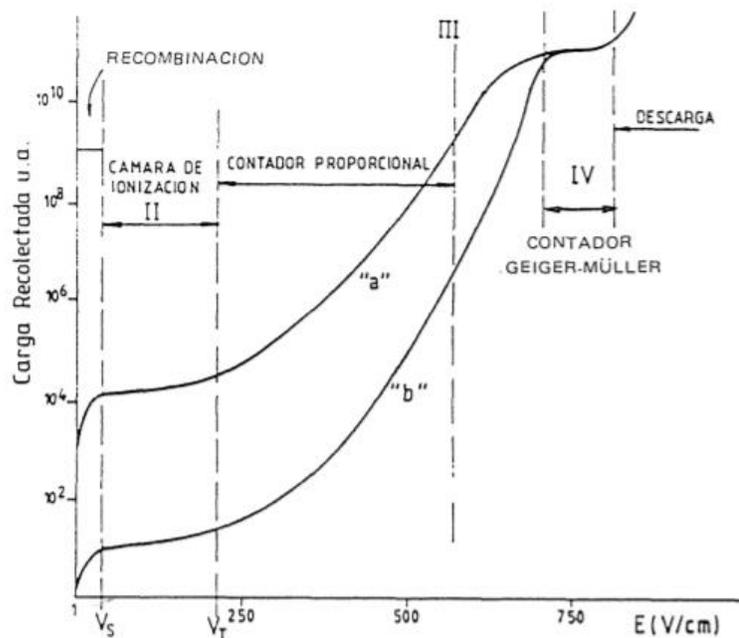


Figura 17. Regiones de operación de un contador de ionización gaseosa, para dos tipos de radiación, “a” de mayor poder de ionización primaria que “b” (I. Durán & Martínez L, 1989).

b. Dosímetros de estado sólido

Un dosímetro de estado sólido es un material susceptible a radiación ionizante donde esta radiación expulsa electrones de la capa de valencia a la banda de conducción, y que

pueden quedar atrapados en los defectos de la estructura cristalina. Posteriormente si estos electrones en los defectos de la estructura cristalina son liberados mediante calor y a su vez emiten luz cuya relación es directa con la radiación incidente en el material, se trata de un dosímetro termoluminiscente.

Para que un sistema pueda ser considerado como un dosímetro útil debe cumplir con requisitos asociados a su precisión y confiabilidad. No todos los dosímetros pueden satisfacer estas necesidades, por eso una selección cuidadosa debe hacerse acorde a las condiciones en que se usarán.

Precisión y exactitud

Exactitud	Es la proximidad entre los valores esperados y los obtenidos
Precisión	Es la reproducibilidad bajo las mismas condiciones, de los eventos.

Entonces un sistema tendrá alta precisión cuando la desviación estándar sea pequeña en la distribución de resultados obtenidos en las mediciones (Valente, 2014).

En este sentido para estimar el valor promedio de una serie de mediciones se usa la siguiente ecuación

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

Donde N es el número de eventos, y x_i el valor obtenido en cada evento.

Mientras que para determinar la desviación estándar se tiene la siguiente ecuación

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i^2 - \bar{x}^2)}$$

La característica principal es el uso de materiales sólidos. Entre estos destacan los semiconductores, centelladores, películas y termoluminiscentes.

Cuadro 10. Características generales de los tipos de dosímetros (Valente, 2014).

<i>Detector</i>	<i>Características</i>
<i>Semiconductores</i>	Pobres conductores de electricidad. Al ser ionizados por RI, se puede coleccionar su carga eléctrica producida mediante un voltaje externo. Se usa silicio y germanio, así como telurio de cadmio. La ionización ocurre en intervalos de 3 a 5 eV de energía absorbida de la radiación incidente.
<i>Centelladores</i>	Parte de la energía que reciben de la RI incidente es transferida en forma de emisión de luz visible. La cantidad de luz emitida es proporcional a la energía depositada. Los detectores basados en materiales centelladores usan tubos fotomultiplicadores para mejorar la eficiencia de la lectura. El más empleado es el yoduro de sodio (NaI)
<i>Películas</i>	También llamados “films”, su capacidad dosimétrica es limitada, usados principalmente de forma cualitativa, pero también cuantitativa. Su interpretación es en un revelado radiográfico, donde la opacidad en la película se cuantifica. Actualmente se usan los denominados “radiocrómicos”, que permiten una cuantificación más confiable.
<i>Termoluminiscentes</i>	Mejor conocidos como TLD, son pequeños cristales de aproximadamente 3x3x1 mm. Estos materiales son dopados con impurezas para proveer al material de centros activos al interior de la matriz cristalina.

De forma general la termoluminiscencia es la emisión de luz por efecto del aumento de temperatura en un material que ha sido expuesto a la RI. Los materiales que

lo conforman son sólidos aislantes o semiconductores (Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), 2009).

Otra definición indica que es la fosforescencia activada por la temperatura, inducida por radiación ionizante (Podgorsak, 2005).

La primera vez que la termoluminiscencia o Luminiscencia Térmicamente Estimulada, se usó para estimar parámetros de las trampas fue con una cinética de primer orden por Randall y Wilkins en 1945, posteriormente para una cinética de segundo orden pasaron tres años y llegó de las manos de Garlick y Gibson en 1948. Lo más reciente ha sido la contribución de Chen, que presentó una cinética de orden general en 1984 (R. Chen & Pagonis, 2011).

Hay dos fenómenos importantes que guardan cierta similitud con la termoluminiscencia (TL), cuya única diferencia es la forma en la que liberan la energía previamente impartida. Estos son la fluorescencia y la fosforescencia. En el caso de la fluorescencia, los electrones de un átomo permanecen en estado excitado hasta por 10^{-8} s, si se les retira la fuente de estimulación. La emisión de un fotón es de una longitud de onda más larga a la de la radiación incidente. Por otro lado, en la fosforescencia los electrones excitados pueden permanecer así en un intervalo de 10^{-2} s y 10^2 s (Azorin N. et al., 2006).

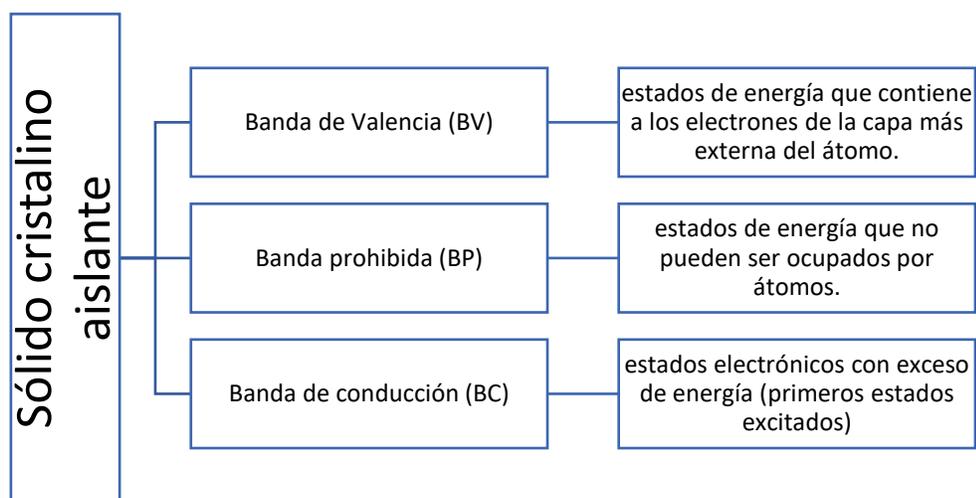


Figura 18. Espacios continuos de energía en un sólido cristalino (Furetta, 2010).

La explicación de este fenómeno es mediante el modelo de bandas para sólidos. Donde las trampas de almacenamiento o centros de recombinación se caracterizan por poseer una energía de activación (profundidad de la trampa) propia del sólido cristalino. Dichas trampas están localizadas en la banda prohibida (band gap), y esta se ubica entre la banda de conducción y la banda de valencia. Se clasifican como trampas de electrones (justo debajo de la banda de conducción) y trampas de orificios (justo arriba de la banda de valencia), (Podgorsak, 2005).

En un sólido cristalino perfecto el arreglo de átomos es de una forma reticular periódica, sin alteraciones o defectos. Pero en la naturaleza esto no se presenta. De esta manera se pueden hallar los defectos siguientes:

Vacancia	ausencia de iones de uno u otro signo o átomos sin ser reemplazados, también llamados defectos Schottky
Iones intersticiales	iones de uno u otro signo, que han sido desplazados dejando una vacancia, quedando inmovilizados, también llamados Frenkel
Sustitucionales	cuando otro átomo toma la posición de otro sin ser iguales, por ejemplo, un haluro (e.g. F^-) sustituyendo a un álcali (e.g. Li^+)

Figura 19. Defectos comunes en las estructuras cristalinas (Furetta, 2010).

La existencia de defectos en la red cristalina es importante para la existencia de la luminiscencia, cuando es expuesto a RI.

Otro tipo de nomenclatura para los defectos en el caso de las vacancias es cuando la naturaleza de estas depende del ion que estuvo ahí. Por ejemplo, cuando se tiene una vacancia de ion negativo significa que un ion negativo está ausente, y la carga presente es positiva, a esta vacancia se le llama centro F, si captura un electrón. Por otro lado, cuando la vacancia es de un ion positivo, quiere decir que antes tuvo un ion positivo, y la carga presente es negativa, a esta vacancia se le denomina V, (Furetta, 2010).

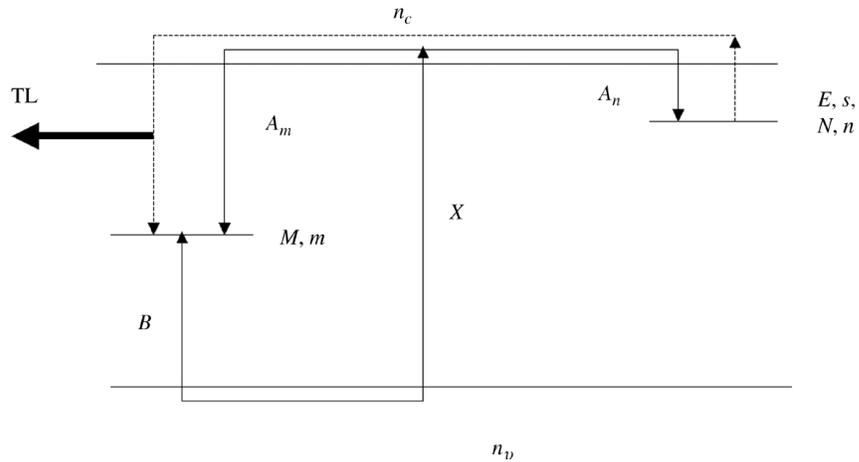


Figura 20. Diagrama de nivel de energía con una trampa (N) y un centro de recombinación (R. Chen & Pagonis, 2011).

La figura anterior muestra el proceso de termoluminiscencia con el modelo sencillo de trampa y centro de recombinación. Donde:

n_v	concentración de huecos	N	trampa	n	concentración de electrones en trampas
n_c	concentración de electrones libres	M	centro de recombinación	m	concentración de huecos en centros de recombinación
A_n	Coefficiente de probabilidad de reatrapamiento de electrones	E	energía de activación	X	dosis de excitación. Denota la producción de par huecos electrones
A_m	Coefficiente de probabilidad de recombinación de electrones	s	factor de frecuencia asociado con la liberación térmica de electrones de las trampas	B	Coefficiente de probabilidad de atrapamiento de huecos

El electrón parte de la banda de valencia (parte inferior), hasta llegar a la banda de conducción (parte superior), por efecto de la radiación ionizante.

En la banda de conducción el electrón trata de volver a su estado basal. Aquí surgen dos opciones, la primera es quedar atrapado en el band gap, y la segunda es reencontrarse con un hueco y recombinarse (esto último sin emisión luminiscente). Si sucede el primer caso, se aplica calentamiento para llevar nuevamente al electrón a la banda de conducción. El cual intentará regresar nuevamente a su estado basal, y en el camino se puede recombinar con algún hueco en el band gap, teniendo como consecuencia de esta recombinación una emisión de luz.

De esta forma los materiales más usados para **la dosimetría de las radiaciones ionizantes**, son el LiF:Mg, Ti (TLD-100), y variaciones de este con diversos impurificantes como Mg, Ti, Cu, P, y los mencionados en diferentes proporciones. Sulfatos de CaSO₄ impurificados también.

En cuanto a su aplicación como detector de radiación en salas de hemodinamia o para fines médicos, un punto clave es comparar su número atómico efectivo con el material biológico de interés, es decir, donde se medirá la radiación. Y en este caso el TLD-100 ha mostrado es excelente para usarse en tejido blando como musculo y piel, tal y como puede verse a continuación.

Cuadro 11. Número atómico efectivo (Z_{eff}) de varios materiales (R. Chen & Pagonis, 2011).

Material	Z_{eff}
Radiochromic film	6.0–6.5
Soft tissue of composition C ₅ H ₄₀ O ₁₈ N	7.22
Excised muscle specimens	7.42
Striated muscle (calculated)	7.46
Lithium tetraborate (Li ₂ B ₄ O ₇)	7.23
Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	7.4
Tissue	7.4
Air	7.6
LiF	8.2
Al ₂ O ₃ :C	10.2
RPL glass (Dose Ace)	12.0
Bone	13.3–13.8
Bone (experimental)	13.8
CaSO ₄ :Mn	15.3
RPL glasses	14–15
CaSO ₄ :Dy	close to bone
Calcium phosphate TLD	close to bone

El TLD-100 está recomendado para ser usado en un haz de rayos X con energías del orden de los keV. Su preparación para estar en óptimas condiciones antes de la irradiación requiere de un tratamiento térmico de borrado a 400 °C por 1 h, seguido de 100 °C por 2 h, para después dejar enfriar a temperatura ambiente (González M, Tovar M, Azorín N, Furetta, & Quiroz C, 2005).

Por otra parte, las recomendaciones para los parámetros de lectura una vez irradiado el material son los siguientes:

Configuración 1

Pre calentamiento: 60 °C

Rapidez de calentamiento (β): 2 °C/s

Temperatura máxima 300 °C

Tiempo de adquisición 120 s

(González M et al., 2005)

Configuración 2

Temperatura inicial: 100 °C

Rapidez de calentamiento (β): 6 °C/s

Tiempo de pre calentamiento: 5 min

Temperatura máxima: 300 °C

(C. Y. Chen, Liu, Chen, & Pan, 2010)

Configuración 3

Temperatura inicial: 50 °C

Rapidez de calentamiento (β): 3 °C/s

Tiempo de pre calentamiento: 5 min

Temperatura máxima: 250 °C

(C. Y. Chen et al., 2010)

Cabe resaltar a la configuración tres como una propuesta de optimización que propone Chen, donde reduce los errores acumulados de un 3.4% a 1.74%, tomando como parámetro más importante la temperatura inicial.

Por otro lado, resultados presentados por González, muestran que el comportamiento del TLD-100 a rayos X de diversas energías es altamente preciso, haciendo la comparación con una cámara de ionización

Cuadro 12. Comparación de lecturas realizadas a diferentes energías con dosímetros TLD-100 (González M et al., 2005).

<i>Cámara de ionización</i>	<i>Kerma (Gy)</i>		
	24 keV	42 keV	100 keV
0.05	0.05	0.04	0.05
0.1	0.09	0.09	0.09
0.2	0.20	0.21	0.20
0.4	0.41	0.40	0.42
0.6	0.59	0.60	0.60

i. Normatividad en materia de seguridad radiológica

La normatividad oficial en México está registrada en documentos conocidos como NOM. Y el caso de uso de radiaciones ionizantes no es la excepción. Muchas de las principales NOM las edita la Secretaría de Salud, sin embargo, puede haber algunas otras dependencias gubernamentales que propongan alguna norma por el alcance de sus facultades. Algunas de las especificaciones que se encuentran en dicha normatividad se presentan a continuación.

1. Especificaciones generales para la adquisición e identificación del equipo de rayos X

- Se pueden adquirir “*Sistemas de fluoroscopia que cuenten con generador de alta frecuencia y mecanismos de intensificación de imagen. Se prohíben los sistemas de fluoroscopia directa No se autorizará la importación de equipo de rayos X cuyo uso haya sido prohibido por razones sanitarias en su país de origen o por*

recomendaciones de organismos internacionales especializados” (NOM-229-SSA1-2002, 2002).

- “Los equipos de rayos X de importación deben entregarse al usuario con los manuales señalados [...] en idioma español, así como con copia de su certificado de registro o de autorización de producción” (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- “Los comercializadores nacionales o extranjeros de equipo de rayos X nuevo, remanufacturado, reconstruido [...] deben certificar con documentos probatorios y una carta bajo protesta de decir verdad emitida por el fabricante o comercializador en el extranjero, y por el importador, en el que certifique que el equipo en cuestión cumple con todos los requisitos establecidos en la NOM-229-SSA1-2002”.
- “Los receptores de donaciones o transferencias nacionales o extranjeras de equipo de rayos X nuevo, remanufacturado, reconstruido o rehabilitado [...] deben certificar con documentos probatorios y una carta bajo protesta de decir verdad emitida por el fabricante o donante en el extranjero, y por el importador, en el que certifique que el equipo en cuestión cumple con todos los requisitos establecidos en la NOM-229-SSA1-2002”.
- Como referencia específica, la norma nos pide con obligatoriedad la siguiente etiqueta.

En caso de equipo nacional o importado que haya sido objeto de un proceso de reconstrucción previo a su operación, debe ostentar la siguiente etiqueta:

DISPOSITIVO RECONSTRUIDO	
MARCA: _____	MODELO: _____
No. DE SERIE: _____	
FECHA DE FABRICACION, SEGUN PLACA DEL FABRICANTE: _____	
NOMBRE DE LA EMPRESA QUE REALIZO LA RECONSTRUCCION: _____ _____	
NOMBRE Y FIRMA DEL RESPONSABLE TECNICO: _____	
Fecha: _____	

**ESTE EQUIPO CUMPLE CON LOS REQUISITOS DE LA
NOM-RX-SSA1-2002.**

El Asesor Especializado en Seguridad Radiológica deberá avalar que el equipo reconstruido cumple con todos los requisitos establecidos en esta norma. Los componentes principales que no cumplan con lo establecido en esta norma no podrán ser comercializadas.

(NOM-229-SSA1-2002, 2002)

- Respecto a los tubos de rayos X, con fines de diagnóstico, la (NOM-054/1-SSA1-1993, 1993) menciona que *“debe estar alojado dentro de una carcasa blindada con plomo por todas las partes, excepto por la ventana de salida del haz útil”*.

2. Requisitos de funcionamiento para equipos de fluoroscopia

- *“Queda prohibido el uso de sistemas de fluoroscopia directa”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- *“El valor máximo de la tasa de kerma en aire es: La tasa de kerma en aire [...] no debe exceder 50 mGy min⁻¹ (2.3 mC kg⁻¹ min⁻¹) □(5 R min⁻¹) para sistemas manuales o 100 mGy min⁻¹ (2.6 mC kg⁻¹ min⁻¹) □(10 R min⁻¹) para sistemas que operan en la modalidad de exposición automática”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- *“La tasa de kerma en aire debe medirse de acuerdo con lo siguiente: Si el tubo se encuentra bajo la mesa de rayos X, la tasa de kerma en aire debe medirse a 1.0 cm por encima de la superficie de la mesa. Si el tubo se encuentra por encima de la mesa de rayos X, la tasa de kerma en aire debe medirse a 30 cm por encima de la mesa”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- *“En un fluoroscopio de arco en C, la tasa de kerma en aire debe medirse a 30 cm de la superficie de entrada del receptor de imágenes fluoroscópicas, con la mínima distancia posible entre el tubo y el receptor de Imágenes”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- Se prohíbe el uso de equipo de fluoroscopia sin intensificador de imagen, (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- Los estudios fluoroscópicos realizados utilizando equipo con arco en C, debe procurarse que el haz de radiación cubra únicamente el área de interés y que las demás partes del cuerpo del paciente queden fuera de la zona de penumbra, particularmente ojos y gónadas (NOM-229-SSA1-2002, 2002).

3. Protección del personal ocupacionalmente expuesto (POE)

- **APLICACION MINIMO POR SALA CONVENCIONAL Y FLUOROSCOPIA**(NOM-229-SSA1-2002, 2002)
Mandil plomado
Guantes plomados
Collarín protector de tiroides
- **HEMODINAMIA Y ARTERIOGRAFIA**(NOM-229-SSA1-2002, 2002)
Mandil plomado
Collarín protector de tiroides
Anteojos para protección de cristalino
Guantes plomados para procedimientos
- *“Para POE y para pacientes, la instalación debe contar con dispositivos de protección tales como mamparas, mandiles, collarines, protectores de tiroides, protectores de gónadas y todo aquel implemento que sea necesario”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- *“El límite del equivalente de dosis efectiva anual ($H_{E,L}$) para los efectos estocásticos es de 50 mSv (5 rem). Para los efectos deterministas es de 500 mSv (50 rem) independientemente de si los tejidos son irradiados en forma aislada o juntamente con otros órganos. Este límite no se aplica al cristalino, para el cual se establece un límite de 150 mSv (15 rem)”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- *“Las mujeres ocupacionalmente expuestas que se encuentren embarazadas sólo podrán trabajar en condiciones donde la irradiación se distribuya lo más uniformemente posible en el tiempo y que la probabilidad de que reciban un equivalente de dosis anual mayor de 15 mSv (1.5 rem) sea muy baja”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).

Por su parte la norma (NOM-157-SSA1-1996, 1996), al igual que la (NOM-229-SSA1-2002) establece los mismas dosis efectivas de rayos X que el POE puede recibir.

- De acuerdo con la (NOM-157-SSA1-1996, 1996) se debe ocupar dispositivos con las siguientes características: *“Mandil con espesor equivalente de 0.5 mm de plomo cuando cubra solamente el frente del cuerpo, o mandil de 0.25 mm cuando cubra completamente el frente, los costados del tórax y pelvis; Guantes de compresión con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo; Guantes para intervención con espesor equivalente de 0.25 mm de plomo; Collarín para protección de tiroides con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo; Anteojos para protección del cristalino, con cristales de espesor equivalente a 0.2 mm de plomo; Durante los estudios fluoroscópicos de intervención que utilicen equipo con arco en C, todo el personal que participe debe usar mandil con espesor equivalente a 0.5 mm de plomo”*.
- Se deben usar los dispositivos de protección con que cuenta el equipo de rayos X para atenuar la radiación dispersa (cortinillas plomadas, marco plomado alrededor de la pantalla, placas de plástico plomado, mamparas, filtros compensadores, entre otros), durante la realización de los estudios radiológicos, emplear el colimador apropiado para obtener el haz mínimo necesario y utilizar la tensión adecuada (NOM-157-SSA1-1996, 1996).
- Durante los estudios de fluoroscopia, deben extremarse las medidas de protección radiológica, tanto por la necesidad de permanecer cerca del paciente como por el mayor tiempo de exposición, especialmente aquellas asociadas con la protección de gónadas (NOM-157-SSA1-1996, 1996).
- Durante los estudios fluoroscópicos de intervención que utilicen equipo con arco en C, todo el personal que participe debe usar mandil con espesor equivalente de al menos 0.5 mm de plomo (NOM-157-SSA1-1996, 1996).
- Cuando se utilice un equipo móvil, el operador debe mantenerse a una distancia mayor a 1.8 m del paciente y emplear un mandil plomado (NOM-157-SSA1-1996, 1996).
- Los médicos radiólogos y los especialistas cuyo trabajo principal es la fluoroscopia, deben estar sujetos a vigilancia radiológica individual y tienen la obligación de portar un dosímetro personal en la parte superior del tórax, sujeto a

la ropa y debajo del mandil, durante su trabajo radiológico (NOM-157-SSA1-1996, 1996).

- Los dosímetros personales deben portarse durante la jornada de trabajo y al término de ésta deben permanecer almacenados en un lugar adecuado, fuera de la zona controlada (NOM-157-SSA1-1996, 1996).

4. Protección del paciente

- Se prohíbe la radiografía corporal total (ninograma) (NOM-157-SSA1-1996, 1996).
- Respecto a las féminas con posibilidades de embarazo la norma nos dice que deben *<<colocarse carteles en las salas de espera para alertar a las pacientes y solicitar que informen al médico sobre dicha posibilidad. Estos carteles deben tener la siguiente leyenda: “SI EXISTE LA POSIBILIDAD DE QUE USTED SE ENCUENTRE EMBARAZADA, INFORME AL MEDICO O AL TECNICO RADIOLOGO ANTES DE HACERSE LA RADIOGRAFIA”>>* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- En todo estudio radiológico en el que las gónadas del paciente queden a menos de 5 cm del campo de radiación, deben protegerse con un blindaje de espesor equivalente de al menos 0.5 mm de plomo, excepto cuando el blindaje interfiera en el estudio o excluya información diagnóstica importante. La distancia foco-piel no debe ser menor que 30 cm (NOM-229-SSA1-2002, 2002).
- De igual manera, *“las áreas de vestidores y sanitarios para los pacientes, anexos a las salas de rayos X de preferencia deben tener un blindaje calculado como zona supervisada, de lo contrario se considera para todos los efectos como parte integrante de la sala de rayos X o zona controlada”* (NOM-229-SSA1-2002, 2002).

5. Requisitos técnicos para instalaciones.

- Respecto a esto la norma nos dice que los establecimientos para rayos X deben estar compuestos por “una sala de espera; sala de rayos X; área de consola de

control; Vestidores y sanitarios para pacientes; área de almacenamiento de película; cuarto oscuro; área de interpretación; área para preparación de medios de contraste y para preparación del paciente, en su caso (NOM-229-SSA1-2002, 2002).

- Por su parte la norma (NOM-054/1-SSA1-1993, 1993), establece que “las instalaciones a alojar equipos de rayos X con fines de diagnóstico deben diseñarse de tal manera que quede debidamente delimitada y señalizada la zona controlada, mediante el símbolo internacional de radiación, de acuerdo a la NOM-514-1971 y NOM-S15-1971.
- En cuanto a instalaciones estacionarias la delimitación de la zona controlada deberá efectuarse mediante los elementos estructurales de construcción tales como usos, paredes y techos; al menos la sala de exposición y el área de ubicación de la consola de control del equipo deberán quedar dentro de la zona controlada. (NOM-054/1-SSA1-1993, 1993)
- En áreas donde se concentre más de una instalación de radiodiagnóstico, éstas deben formar parte la de una zona supervisada común (NOM-054/1-SSA1-1993, 1993).
- Las dimensiones y accesos de una sala de rayos X estarán de acuerdo a la guía mecánica del fabricante del equipo de rayos X y suficientes para manejar con seguridad a pacientes en camilla o en silla de ruedas, siempre y cuando se consideren estos casos en el programa de servicios.(NOM-156-SSA1-1996, 2003).
- Se requiere que en el exterior de las puertas principales de acceso a las salas de rayos X exista un indicador de luz roja que indique que el generador está encendido y por consiguiente puede haber exposición. Dicho dispositivo debe colocarse en lugar y tamaño visible, junto a un letrero con la leyenda: “*CUANDO LA LUZ ESTE ENCENDIDA SOLO PUEDE INGRESAR PERSONAL AUTORIZADO*”. (NOM-156-SSA1-1996, 2003)

6. Para el cálculo de blindajes la norma (NOM-156-SSA1-1996, 2003) ocupa diferentes ecuaciones, las cuales se enlistan a continuación

CALCULO DE BLINDAJES PARA INSTALACIONES DE DIAGNOSTICO MÉDICO CON RAYOS X

PARAMETROS PRINCIPALES

Carga de trabajo (W),(NOM-156-SSA1-1996, 2003) se determina mediante la ecuación:

$$W = \frac{1}{60} N_R I t$$

Donde:

NR: Número de radiografías por semana

I : Corriente promedio en mA

t : Tiempo de disparo promedio por radiografía en segundos

las unidades de W son mA min / semana

Procedimiento para el cálculo de espesores de blindajes(NOM-156-SSA1-1996, 2003)

Calcular el factor de atenuación correspondiente al espesor del blindaje requerido, mediante la ecuación:

$$B = \frac{H_E d^2}{WUT}$$

El valor de B resultante está dado en las unidades: (mSv m2) / (mAmin)

Cálculo de blindaje contra radiación dispersa.(NOM-156-SSA1-1996, 2003)

Calcular el factor de atenuación (Bs) correspondiente al espesor de blindaje requerido mediante la ecuación:

$$B_s = \frac{400 H_E d_s^2 d_p^2}{\alpha S W T}$$

donde:

ds: Distancia en metros del paciente al punto de interés.

dp: Distancia en metros del tubo de rayos X al paciente.

α : Factor de dispersión a 1 metro del paciente, el cual debe considerarse igual a 0.002 m2 para el caso de radiografía y 0.0005 m² para instalaciones de rayos X odontológicas.

S: Superficie promedio del haz que incide sobre el paciente.

El valor de Bs resultante está dado en las unidades: $(mSv m^2) / (mAmin)$

Como adicional la misma norma (NOM-156-SSA1-1996, 2003), agrega las cargas de trabajo semanal típicas para instalaciones de diagnóstico médico con rayos X, en el caso de Fluoroscopia, se muestra a continuación.

FLUOROSCOPIA	Tubo bajo la mesa	Tubo sobre la mesa
<90	1500	3800
90-110	1200	3000

7. Protección del público

Los límites anuales de equivalente de dosis para individuos del público para efectos estocásticos son de 5 mSv (0.5 rem) y para los efectos deterministas es de 50 mSv (5 rem). Estos límites de dosis se aplican al grupo crítico de la población, o al individuo más expuesto.

8. Colores de seguridad.

Cuadro 13. Los colores de seguridad, su significado y ejemplos de aplicación se establecen en la norma (NOM-026-STPS-2008, 2008).

COLOR DE SEGURIDAD	SIGNIFICADO	INDICACIONES Y PRECISIONES
ROJO	Paro.	Alto y dispositivos de desconexión para emergencias.
	Prohibición.	Señalamientos para prohibir acciones específicas.
	Material, equipo y sistemas para combate de incendios.	Ubicación y localización de los mismos e identificación de tuberías que conducen fluidos para el combate de incendios.

AMARILLO	Advertencia de peligro.	Atención, precaución, verificación e identificación de tuberías que conducen fluidos peligrosos.
	Delimitación de áreas.	Límites de áreas restringidas o de usos específicos.
	Advertencia de peligro por radiaciones ionizantes.	Señalamiento para indicar la presencia de material radiactivo.
VERDE	Condición segura.	Identificación de tuberías que conducen fluidos de bajo riesgo. Señalamientos para indicar salidas de emergencia, rutas de evacuación, zonas de seguridad y primeros auxilios, lugares de reunión, regaderas de emergencia, lavaojos, entre otros.
AZUL	Obligación.	Señalamientos para realizar acciones específicas.

9. Concordancia con normas internacionales

De acuerdo a la norma, esta no concuerda con ninguna norma internacional (NOM-157-SSA1-1996, 1996).

Esta norma no concuerda con ninguna norma internacional (NOM-229-SSA1-2002, 2002)

Esta norma no concuerda con ninguna norma internacional (NOM-156-SSA1-1996, 2003)

(NOM-026-STPS-2008, 2008) Esta Norma coincide parcialmente con la Norma Internacional siguiente:

International Organization for Standardization. ISO 7010:2003 Graphical symbols-Safety colours and safety signs - Safety signs used in workplaces and public areas.

- ICRP (International Commission on Radiological Protection) ayuda a prevenir el cáncer y otras enfermedades y efectos asociados con la exposición a las radiaciones ionizantes y proteger el medio ambiente

La ICRP 26 y la ICRP60, mencionan a los factores de riesgo para efectos estocásticos de trabajadores expuestos a radiación ionizante. ICRP, 1977.

La ICRP 28, presenta un resumen de síntomas terapia y pronósticos de lesiones por radiación después una irradiación aguda a cuerpo total. ICRP, 1978. Principles for Handling Emergency and Accidental Exposures of Workers.

- UNSCEAR (Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica), Evaluar los niveles y efectos de la exposición a la radiación. Las estimaciones de esta comisión proporcionan la base científica que les permitan evaluar los riesgos de radiación y establecer las medidas de seguridad. En el informe UNSCEAR 2016: “Fuentes, efectos y riesgos de la radiación ionizante”, se estiman las metodologías para estimar las exposiciones públicas debidas a cargas radiactivas, así como la exposición a la radiación de la generación eléctrica. (UNSCEAR, 2019)
- IAEA (International Atomic Energy Agency), la agencia colabora con sus Estados Miembros y múltiples asociados en todo el mundo para promover la utilización segura y pacífica de las tecnologías nucleares. Por su parte para la IAEA, “Las Normas de seguridad consisten en tres conjuntos de publicaciones: los Fundamentos de seguridad, los Requisitos de seguridad y las Guías de seguridad. Mientras que el primero de ellos establece los objetivos de seguridad fundamentales y los principios de protección y seguridad, el segundo establece los requisitos que deben cumplirse para garantizar la protección de las personas y el medio ambiente, tanto ahora como en el futuro. Las Guías de seguridad proporcionan recomendaciones y orientación sobre cómo cumplir con los requisitos”. (Atomic Energy Agency International, 2019).

VI. Metodología

El procedimiento experimental total se dividió en las secciones de este apartado. En cuanto a la utilería necesaria se detalla a continuación.

El material seleccionado como dosímetros de estado sólido fue un lote de 200 piezas de TLD-100 (LiF: Mg, Ti), el cual fue homogenizado y posteriormente calibrado en el “arco en C” que se encuentra en la unidad de hemodinamia del Hospital Juárez de México, ubicado en la ciudad de México.

También se utilizó como equipo para lectura de los dosímetros TLD-100, un Harshaw 5500 con capacidad para 50 pastillas.

Se usó igualmente, una cámara de ionización modelo Accu-Dose Gold Standard de la marca Radcal®, que además cuenta con su propio software para arrojar un dato de dosis absorbida en unidades de Gy, que funciona en los intervalos de energía desde 1keV hasta 1MeV.

Además, se contó con una mufla modelo Thermolyne de Thermo Scientific, con capacidad de hasta 1200 °C, que cuenta con control de temperatura.

Otros materiales auxiliares para la colocación de dosímetros fueron cinta micropore Nexcare® de ½ de pulgada, cinta transpore Nexcare® de 1 pulgada, capsulas vacías de tamaño estándar transparentes a la radiación.

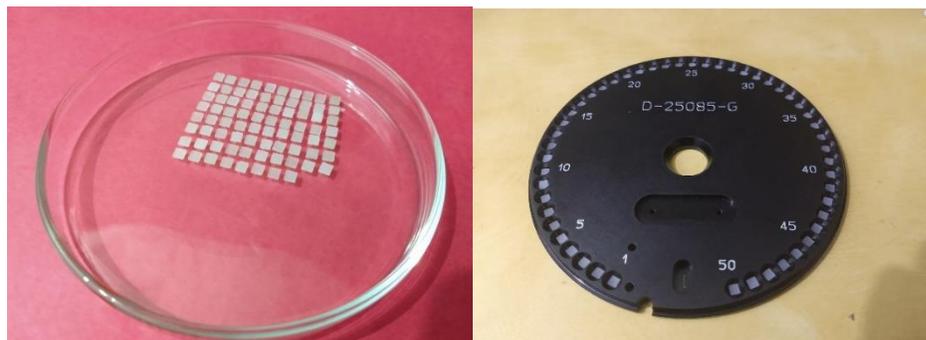


Figura 21. Izquierda, lote de dosímetros antes del tratamiento térmico de borrado. Derecha, lote de dosímetros en plancheta de Harshaw 5500.



Figura 22. Izquierda, equipo de lectura para los dosímetros Harshaw 5500. Derecha mufla durante tratamiento térmico.

i. Homogenización de dosímetros TLD-100

Previo a la homogenización del lote se les dio un tratamiento térmico de borrado a los dosímetros iniciales con los siguientes parámetros de acuerdo a lo reportado por (González M et al., 2005):

Cuadro 14. Parámetros usados para tratamiento térmico de borrado de TLD-100.

<i>Parámetro</i>	<i>Valor</i>
<i>Temperatura de calentamiento inicial</i>	400 °C
<i>Tiempo</i>	1 h
<i>Temperatura de calentamiento final</i>	200 °C
<i>Tiempo</i>	2 h
<i>Enfriamiento</i>	Temperatura ambiente

Posteriormente se colocaron en una rejilla de acrílico para su irradiación directamente en el arco en C.

Se irradiaron por un tiempo de 5 min con los siguientes parámetros en el equipo

Voltaje = 70 kV

mA = 90 mA

f/s = 4

Posteriormente se leyeron en el equipo Harshaw 5500.

La finalidad de la homogenización fue obtener dosímetros suficientes para 1 paciente y tres operadores. De los valores obtenidos, se eliminaron aquellos con una dispersión importante, de hasta 5 unidades en la intensidad registrada, y también aquellas con valores muy cercanos a cero. Con la finalidad de aceptar los dosímetros menores a una desviación estándar para tener un intervalo de aceptación respecto al promedio de intensidad observado.

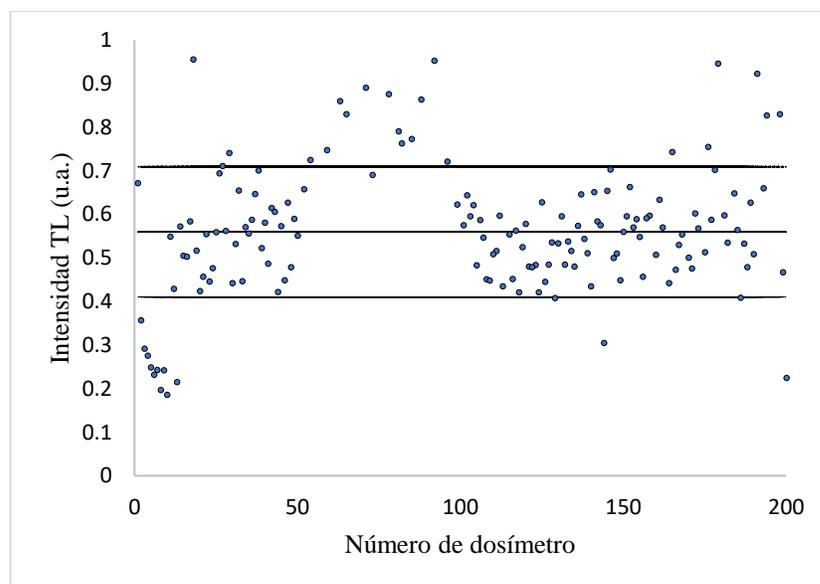


Figura 23. Distribución de dosímetros obtenidos, dentro de la desviación estándar los aceptables.

Se obtuvieron un total de 112 piezas de útiles TLD-100. Que se distribuyeron de la siguiente manera.

24 piezas para cada médico, dando un total de 72 dosímetros para médicos.

22 piezas para un paciente.

Es decir, se tendría material disponible para tres médicos y un paciente, dejando 18 piezas útiles sin uso.

i. Calibración de dosímetros TLD-100

Posterior a la homogenización se hizo un procedimiento de calibración, el cual consiste en irradiar el material modificando el parámetro de tiempo de irradiación. Es importante mencionar que otros parámetros con posibilidad de ser modificados son el kilovoltaje y miliamperaje, sin embargo, debido a las características propias del arco en C disponible, solo fue posible controlar el tiempo de exposición. Es importante mencionar que se irradió la totalidad de dosímetros a utilizar, es decir 94 piezas.



Figura 24. Colocación de dosímetros para calibración. A la izquierda arreglo para lectura de kerma en aire; a la derecha arreglo para lectura de dosis de entrada a superficie. Se uso un bidón lleno de agua corriente para aproximar el tejido humano.

La preparación de las muestras fue de la siguiente manera:

- Lotes de 10 TLD-100 cada uno, para la dosis de entrada a superficie se usaron 8 lotes, más uno de referencia (cuyo valor se restó a la lectura obtenida para descartar radiación externa ajena al experimento). Un total de 90 piezas utilizadas.
 - Se decidió usar esta cantidad de puntos (ocho), porque la literatura nos indica que a bajas dosis el comportamiento del TLD no es totalmente lineal (González M et al., 2005).
 - Los tiempos de irradiación fueron 2s, 5s, 10s, 30s, 1min, 3min, 5min, 10 min.
- Lotes de 10 TLD-100 cada uno para kerma en aire, se usaron 5 lotes considerando el de referencia. Un total de 50 piezas utilizadas.

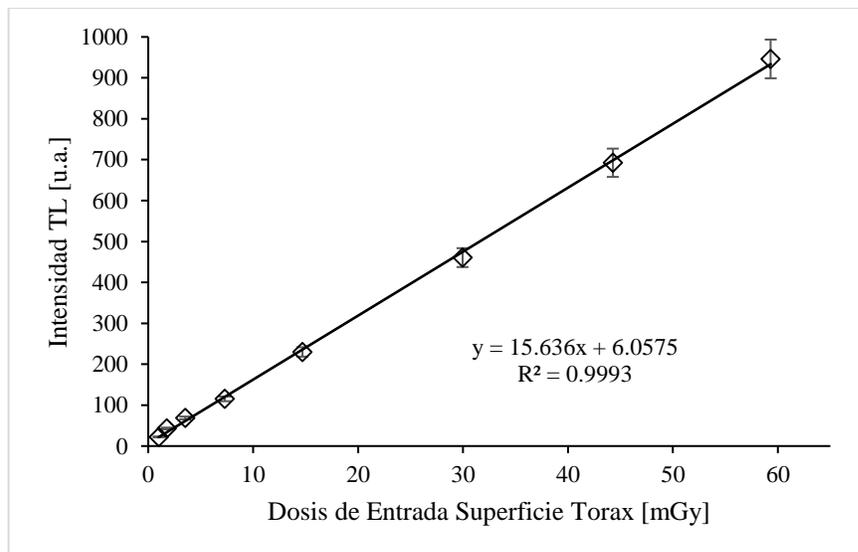


Figura 25. Curva de calibración para dosis de entrada a superficie para TLD-100.

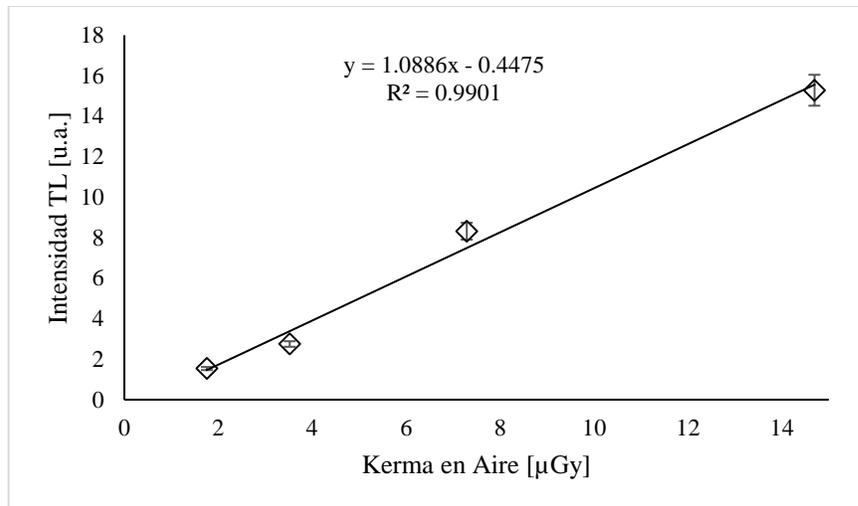


Figura 26. Curva de calibración para kerma en aire para TLD-100.

i. Zonas de colocación

Para establecer la zona de colocación de dosímetros, se trató de considerar los puntos más radiosensibles en el POE, y paciente. Previo a su colocación se prepararon de tal forma que fueran fácilmente identificables y adheribles a los sitios predefinidos.



Figura 27. Disposición de dosímetros antes de ser colocados en POE y pacientes.

Teniendo como resultado las distribuciones a continuación.

a. POE

Cuadro 15. Ubicación de dosímetros para POE.

	<i>UBICACIÓN</i>	<i>CLAVE</i>
<i>Cristalino</i>	Derecho	CrD
	Izquierdo	CrI
<i>Tiroides</i>	Derecha	TiD
	Izquierda	TiI
<i>Abdomen</i>	Interior	AbI
	Exterior	AbE
<i>Gónada</i>	Derecha	GoD
	Izquierda	GoI
<i>Muñeca</i>	Derecha	MuD
	Izquierda	MuI
<i>Rodilla</i>	Derecha	RoD
	Izquierda	RoI

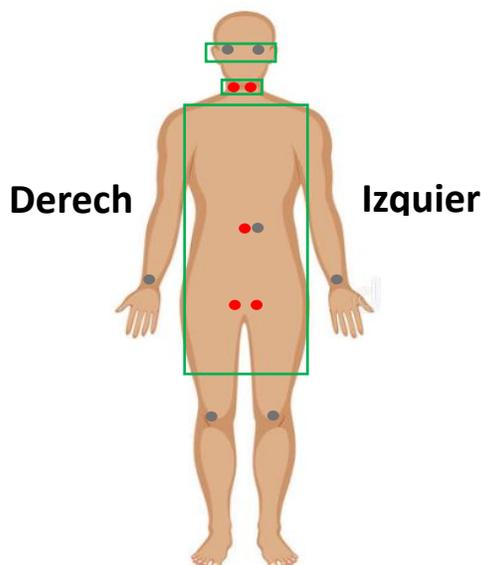


Figura 28. Diagrama de colocación de dosímetros TLD 100. Puntos en rojo representan la colocación por debajo del blindaje, puntos en gris representan la ubicación de dosímetros sobre el blindaje o expuestos sin protección contra la radiación ionizante.

El posicionamiento se muestra en la figura siguiente



Figura 29. Posicionamiento de dosímetros en, a) chaleco parte exterior, b) falda parte exterior (rodillas), c) falda parte interior (gónadas), y c) collarín para interior (tiroides).



Figura 30. Posicionamiento de dosímetros en chaleco de una sola pieza, a la izquierda parte interior, a la derecha parte exterior y rodillas.

a. Pacientes

En el caso de los pacientes, los dosímetros se colocaron alrededor de su cráneo cada uno a 45°, con la finalidad de cubrir la mayor área posible de movimiento del arco en C.

Cuadro 16. Ubicación de dosímetros para pacientes.

	<i>UBICACIÓN</i>	<i>CLAVE</i>
<i>Cráneo</i>	Frente	0°
	Sien izquierda	45°
	Lateral izquierdo	90°
	Posterior izquierdo	135°
	Posterior	180°
	Posterior derecho	225°
	Lateral derecho	270°
	Sien derecha	315°
<i>Tiroides</i>	Derecha	D1
	Izquierda	C
	Derecha	I1



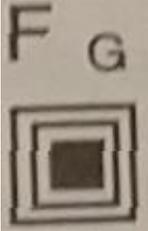
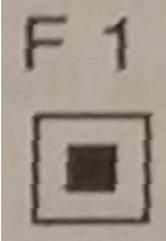
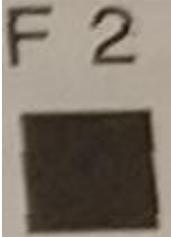
Figura 31. Colocación de dosímetros en cráneo y cuello para pacientes.

ii. Parámetros de operación de arco en C

Las especificaciones para el funcionamiento inicial del arco en C son las siguientes:

- Funcionamiento a temperatura ambiente de +15 °C a 40 °C
- Humedad relativa: 10% hasta 80%
- Presión atmosférica: 700 hPA a 1060 hPA (560-760 mmHg)

El emisor de rayos X (coraza porta tubo incorporado), se designa de la siguiente manera:

Foco			
Valor nominal del foco	0.3	0.6	1.0
Potencia nominal	15 kW	40 kW	80 kW

El material de construcción del cuerpo del ánodo es RTMC (renio, tungsteno, molibdeno, grafito), con una capa superficial de RT (renio, tungsteno). Con una capacidad máxima de acumulación térmica de 1 400 000 J.

Tubo rotatorio con 150 ciclos por segundo.

Radiación de fuga con 125 kV a 1m de distancia <0.44 mGy/h.

Durante el procedimiento existen dos modos de trabajo comunes, modo fluoroscopia y modo “cine”, este último para realizar adquisiciones de imágenes y videos cortos de la intervención, los parámetros comúnmente utilizados son los siguientes:

Modo fluoroscopia: 100 kV, 60 mA

Modo cine: 120 kV, hasta* 650 mA.

*dependiendo de la densidad propia del paciente en la zona estudiada.

VII. Resultados y Discusión

El análisis de resultados se hace para siete casos de estudio, divididos entre terapia y diagnóstico o control. El tratamiento de datos se hará de forma poco robusta por la cantidad de datos que se tiene. Esto debido a complicaciones inherentes a la obtención de consentimientos por parte de pacientes ya sea por una negativa clara a participar en el estudio o por no tener en el momento las capacidades mínimas para decidir (edad, estado de salud).

Los valores reportados para cada procedimiento contemplan a R1 (encargado de operar), R2 (asistente del operador), R3 (técnico encargado de movimiento de cama). De igual forma R1 es quien se encuentra más cerca del arco en C mientras que R3 es quien más alejado está, durante todo el procedimiento ya sea terapia o diagnóstico.

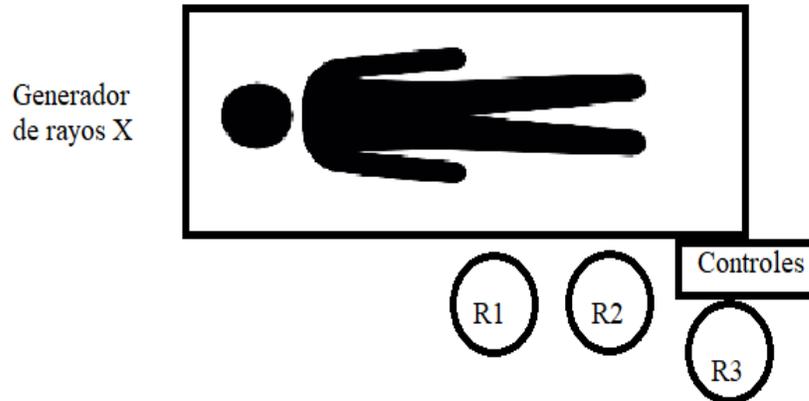


Figura 32. Esquema de posicionamiento de POE durante el procedimiento intervencionista.



Figura 33. Posicionamiento de POE durante procedimiento intervencionista. R1 operador principal, R2 asistente, R3 operario de controles de cama. Arco en C ubicado en el fondo.

Los valores medidos son los datos arrojados directamente del equipo Harshaw 5500, posteriormente con la curva de calibración para kerma en aire o para dosis de entrada a superficie se obtienen los siguientes valores de dosis para cada POE y para el paciente respectivamente.

El primer procedimiento tuvo un paciente hombre. 42 años, 86 kg, 1.60 m de altura. Diagnóstico de “*Aneurisma de arteria vertebral izquierda*”, con un plan para “*panangiografía cerebral de control*”, teniendo los siguientes datos para el equipo de fluoroscopia.

Cuadro 17. Parámetros iniciales, 3/04/18.

T _{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym^2)	F/s	P/s	kV	mA
12.1	353	13252.1	4	15	65	100

Cuadro 18. Valores medidos para POE, 3/04/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>POE</i>					
	<i>R1</i>		<i>R2</i>		<i>R3</i>	
	(u.a.)	(μ Gy)	(u.a.)	(μ Gy)	(u.a.)	(μ Gy)
<i>CrD</i>	0.702	1.06	1.785	2.05	0.752	1.10
<i>CrI</i>	0.776	1.12	1.724	2.00	0.681	1.04
<i>TiD</i>	2.587	2.79	1.553	1.84	2.231	2.46
<i>TiI</i>	2.880	3.06	3.982	4.07	3.456	3.59
<i>AbI</i>	0.772	1.12	0.843	1.19	0.750	1.10
<i>AbE</i>	1.523	1.81	2.053	2.30	1.628	1.91
<i>GoD</i>	2.451	2.66	2.223	2.45	2.224	2.45
<i>GoI</i>	2.453	2.66	3.268	3.41	2.855	3.03
<i>MuD</i>	1.121	1.44	2.499	2.71	1.463	1.76
<i>MuI</i>	1.562	1.85	3.038	3.20	1.403	1.70
<i>RoD</i>	0.941	1.28	1.234	1.54	1.006	1.34
<i>RoI</i>	2.341	2.56	2.437	2.65	1.902	2.16

En cuanto a los valores obtenidos para el paciente en la fecha antes mencionada y mediante la curva de calibración, se tienen los siguientes datos tanto del valor de lectura dado por el equipo como del cálculo de dosis.

Cuadro 19. Valores medidos a paciente, 3/04/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>Paciente</i>	
	(u.a.)	(mGy)
<i>0°</i>	104.064	6.27
<i>45°</i>	79.677	4.71
<i>90°</i>	140.066	8.57
<i>135°</i>	192.486	11.92

180°	988.797	62.85
225°	824.077	52.32
270°	411.899	25.96
315°	90.530	5.40
DI	94.711	5.67
C	103.791	6.25
II	215.140	13.37

El procedimiento del 5 abril tiene como paciente mujer, 42 años, 78 kg, 1.64 m de altura. Diagnóstico “*Aneurisma de aci derecha*”, con un plan de “*panangiografía cerebral dx + 3D*”.

Cuadro 20. Parámetros iniciales, 5/04/18.

T _{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym^2)	F/s	P/s	kV	mA
20.2	1774	55775.7	3	15	65	100

Cuadro 21. Valores medidos para POE, 5/04/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>POE</i>					
	<i>R1</i>		<i>R2</i>		<i>R3</i>	
	(u.a.)	(μGy)	(u.a.)	(μGy)	(u.a.)	(μGy)
<i>CrD</i>	0.642	1.00	0.622	0.98	0.851	1.19
<i>CrI</i>	0.805	1.15	0.751	1.10	1.200	1.51
<i>TiD</i>	0.265	0.65	0.355	0.74	0.249	0.64
<i>TiI</i>	0.392	0.77	0.355	0.74	0.273	0.66
<i>AbI</i>	0.261	0.65	0.265	0.65	0.239	0.63
<i>AbE</i>	0.723	1.08	1.616	1.90	0.973	1.30

GoD	0.242	0.63	0.936	1.27	0.230	0.62
GoI	0.246	0.64	0.332	0.72	0.242	0.63
MuD	0.548	0.91	1.256	1.56	0.646	1.00
MuI	1.708	1.98	2.825	3.01	1.518	1.81
RoD	1.154	1.47	0.388	0.77	0.428	0.80
RoI	3.525	3.65	0.351	0.73	0.350	0.73

Cuadro 22. Valores medidos a paciente, 5/04/18.

Zona de colocación	Paciente	
	(u.a.)	(mGy)
0°	126.01	7.67
45°	145.62	8.93
90°	145.21	8.90
135°	187.13	11.58
180°	562.12	35.56
225°	645.19	40.88
270°	721.36	45.75
315°	101.29	6.09
DI	123.42	7.51
C	174.69	10.78
II	218.14	13.56

El procedimiento del 12 abril tiene como paciente hombre, 38 años, 77 kg, 1.82 m de altura. Diagnóstico “MAV (*malformación*) *frontal derecha reseca*”, con un plan de “*panangiografía cerebral de control*”.

Cuadro 23. Parámetros iniciales, 12/04/18.

T _{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym ²)	F/s	P/s	kV	mA
19.23	754	3166.7	4	15	65	100

Cuadro 24. Valores medidos para POE, 12/04/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>POE</i>					
	<i>R1</i>		<i>R2</i>		<i>R3</i>	
	<i>(u.a.)</i>	<i>(μGy)</i>	<i>(u.a.)</i>	<i>(μGy)</i>	<i>(u.a.)</i>	<i>(μGy)</i>
<i>CrD</i>	0.907	1.24	0.344	0.73	0.219	0.61
<i>CrI</i>	1.088	1.41	0.363	0.74	0.306	0.69
<i>TiD</i>	0.189	0.58	0.187	0.58	0.196	0.59
<i>TiI</i>	0.279	0.67	0.171	0.57	0.168	0.56
<i>AbI</i>	0.247	0.64	0.183	0.58	0.179	0.58
<i>AbE</i>	1.046	1.37	0.412	0.79	0.555	0.92
<i>GoD</i>	0.253	0.64	0.177	0.57	0.199	0.59
<i>GoI</i>	0.450	0.82	0.205	0.60	0.183	0.58
<i>MuD</i>	0.622	0.98	0.291	0.68	0.298	0.68
<i>MuI</i>	1.487	1.78	0.507	0.88	0.422	0.80
<i>RoD</i>	0.254	0.64	0.248	0.64	0.375	0.76
<i>RoI</i>	0.329	0.71	0.239	0.36	1.714	1.99

Cuadro 25. Valores medidos a paciente, 12/04/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>Paciente</i>	
	<i>(u.a.)</i>	<i>(mGy)</i>
<i>0°</i>	781.16	49.57
<i>45°</i>	245.52	15.31
<i>90°</i>	454.41	28.67
<i>135°</i>	1296.53	82.53
<i>180°</i>	1835.81	117.02
<i>225°</i>	2911.23	185.80
<i>270°</i>	2263.58	144.38
<i>315°</i>	1442.75	91.88
<i>DI</i>	138.40	8.46
<i>C</i>	177.34	10.95
<i>II</i>	279.67	17.50

El procedimiento del 8 de mayo tiene como paciente hombre 51 años, 70 kg, 1.69 m de altura. Diagnóstico “*MAV (malformación) cerebelosa derecha*”, con un plan de “*panangiografía de control*” y “*embolización al 100% con cohesivo onyx de malformación arterio venosa del ángulo pontocerebelosa derecha*”

Cuadro 26. Parámetros iniciales, 08/05/18.

T _{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym^2)	F/s	P/s	kV	mA
2.9	2.9	519.0	4	15	65	100

Cuadro 27. Valores medidos para POE, 08/05/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>POE</i>					
	<i>R1</i>		<i>R2</i>		<i>R3</i>	
	(u.a.)	(μ Gy)	(u.a.)	(μ Gy)	(u.a.)	(μ Gy)
<i>CrD</i>	1.795	2.06	0.482	0.85	1.450	1.74
<i>CrI</i>	2.781	2.97	0.620	0.98	1.766	2.03
<i>TiD</i>	2.018	2.26	0.253	0.64	1.232	1.54
<i>TiI</i>	3.332	3.47	1.677	1.95	3.706	3.82
<i>AbI</i>	0.535	0.90	0.791	1.14	0.421	0.80
<i>AbE</i>	1.194	1.51	1.987	2.24	4.152	4.23
<i>GoD</i>	0.884	1.22	0.427	0.80	1.060	1.38
<i>GoI</i>	1.951	2.20	1.077	1.40	2.712	2.90
<i>MuD</i>	1.920	2.17	0.571	0.94	0.571	0.94
<i>MuI</i>	2.859	3.04	3.450	3.58	1.111	1.43
<i>RoD</i>	0.514	0.88	0.771	1.12	0.867	1.21
<i>RoI</i>	5.126	5.12	2.569	2.77	1.562	1.85

Cuadro 28. Valores medidos a paciente, 08/05/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>Paciente</i>	
	(u.a.)	(mGy)
<i>0°</i>	180.702	11.17
<i>45°</i>	341.771	21.47
<i>90°</i>	551.310	34.87
<i>135°</i>	1031.752	65.60
<i>180°</i>	1975.858	125.98
<i>225°</i>	1123.420	71.46
<i>270°</i>	892.572	56.70
<i>315°</i>	235.074	14.65
<i>DI</i>	48.280	2.70

C	46.506	2.59
II	87.432	5.20

El procedimiento del 15 de mayo tiene como paciente a mujer 11 años, 57 kg, 1.48 m de altura. Diagnóstico “MAV (*malformación*) *frontal derecha*”, con un plan de “*embolización con onyx*”

Cuadro 29. Parámetros iniciales, 15/05/18.

T _{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym ²)	F/s	P/s	kV	mA
22	1352	8514.6	4	7.5	65	100

Cuadro 30. Valores medidos para POE, 15/05/18.

Zona de colocación	POE					
	R1		R2		R3	
	(u.a.)	(μGy)	(u.a.)	(μGy)	(u.a.)	(μGy)
CrD	0.515	0.88	1.415	1.71	8.888	8.58
CrI	0.495	0.87	1.911	2.17	12.591	11.98
TiD	0.234	0.63	0.394	0.77	4.328	4.39
TiI	0.498	0.87	0.634	0.99	4.526	4.57
AbI	0.267	0.66	0.367	0.75	2.806	2.99
AbE	0.473	0.85	0.872	1.21	3.459	3.59
GoD	0.218	0.61	0.388	0.77	2.588	2.79
GoI	0.473	0.85	0.498	0.87	3.084	3.24
MuD	0.474	0.85	0.537	0.90	1.145	1.46
MuI	0.665	1.02	0.923	1.26	1.420	1.72
RoD	0.567	0.93	4.254	4.32	0.890	1.23
RoI	1.013	1.34	8.152	7.90	5.517	5.48

Cuadro 31. Valores medidos a paciente, 15/05/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>Paciente</i>	
	<i>(u.a.)</i>	<i>(mGy)</i>
<i>0°</i>	142.841	8.75
<i>45°</i>	190.351	11.79
<i>90°</i>	395.378	24.90
<i>135°</i>	736.721	46.73
<i>180°</i>	2495.996	159.24
<i>225°</i>	2097.726	133.77
<i>270°</i>	370.145	23.29
<i>315°</i>	99.988	6.01
<i>DI</i>	39.255	2.12
<i>C</i>	28.899	1.46
<i>II</i>	46.128	2.56

El procedimiento del 22 de mayo tiene como paciente a hombre, 47 años, 80 kg y 1.67 m de altura. Diagnóstico “*Aneurisma U4 derecha*”, plan de “*embolización con coils*”.

Cuadro 32. Parámetros iniciales, 22/05/18.

T_{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym^2)	F/s	P/s	kV	mA
17.6	1048	7311.8	4	15	65	100

Cuadro 33. Valores medidos para POE, 22/05/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>POE</i>					
	<i>R1</i>		<i>R2</i>		<i>R3</i>	
	<i>(u.a.)</i>	<i>(μGy)</i>	<i>(u.a.)</i>	<i>(μGy)</i>	<i>(u.a.)</i>	<i>(μGy)</i>

<i>CrD</i>	0.269	0.66	0.176	0.57	0.407	0.79
<i>CrI</i>	0.969	1.30	0.156	0.55	0.604	0.97
<i>TiD</i>	0.198	0.59	0.110	0.51	0.196	0.59
<i>TiI</i>	0.439	0.81	0.291	0.68	0.837	1.18
<i>AbI</i>	0.187	0.58	0.275	0.66	0.505	0.87
<i>AbE</i>	2.013	2.26	1.257	1.57	0.913	1.25
<i>GoD</i>	0.157	0.55	0.238	0.63	0.144	0.54
<i>GoI</i>	0.260	0.65	1.470	1.76	0.187	0.58
<i>MuD</i>	1.911	2.17	0.809	1.15	0.158	0.56
<i>MuI</i>	3.238	3.39	1.159	1.48	2.428	2.64
<i>RoD</i>	0.720	1.07	1.508	1.80	0.557	0.92
<i>RoI</i>	0.827	1.17	1.778	2.04	0.805	1.15

Cuadro 34. Valores medidos a paciente, 22/05/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>Paciente</i>	
	<i>(u.a.)</i>	<i>(mGy)</i>
<i>0°</i>	17.004	0.70
<i>45°</i>	56.063	3.20
<i>90°</i>	150.823	9.26
<i>135°</i>	700.353	44.40
<i>180°</i>	1183.774	75.32
<i>225°</i>	1686.118	107.45
<i>270°</i>	1087.013	69.13
<i>315°</i>	526.708	33.30
<i>DI</i>	24.278	1.17
<i>C</i>	19.956	0.89
<i>II</i>	19.275	0.85

El procedimiento del 7 de junio tiene como paciente a hombre, 17 años, 80 kg y 1.78 m de altura. Diagnóstico “MAV Cerebelosa”, plan de “embolización de MAV con onyx”.

Cuadro 35. Parámetros iniciales, 7/06/18.

T _{fluo} , (min)	Dosis (mGy)	PDA (μGym^2)	F/s	P/s	kV	mA
28.11	1779	10346.1	4	15	65	100

Cuadro 36. Valores medidos para POE, 7/06/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>POE</i>					
	<i>R1</i>		<i>R2</i>		<i>R3</i>	
	(u.a.)	(μGy)	(u.a.)	(μGy)	(u.a.)	(μGy)
<i>CrD</i>	2.202	2.43	1.077	1.40	0.468	0.84
<i>CrI</i>	2.115	2.35	0.253	0.64	0.495	0.87
<i>TiD</i>	0.692	1.05	1.036	1.36	0.303	0.69
<i>TiI</i>	0.608	0.97	0.485	0.86	0.191	0.59
<i>AbI</i>	0.329	0.71	0.242	0.63	0.281	0.67
<i>AbE</i>	1.479	1.77	0.646	1.00	1.803	2.07
<i>GoD</i>	0.273	0.66	3.332	3.47	0.092	0.50
<i>GoI</i>	0.341	0.72	2.018	2.26	0.114	0.52
<i>MuD</i>	1.326	1.63	0.363	0.74	0.981	1.31
<i>MuI</i>	0.895	1.23	2.587	2.79	1.053	1.38
<i>RoD</i>	0.870	1.21	0.772	1.12	0.739	1.09
<i>RoI</i>	0.969	1.30	2.200	2.43	0.878	1.22

Cuadro 37. Valores medidos a paciente, 7/06/18.

<i>Zona de colocación</i>	<i>Paciente</i>	
	<i>(u.a.)</i>	<i>(mGy)</i>
<i>0°</i>	125.010	7.61
<i>45°</i>	98.141	5.89
<i>90°</i>	142.120	8.70
<i>135°</i>	642.180	40.68
<i>180°</i>	986.756	62.70
<i>225°</i>	1208.490	76.90
<i>270°</i>	1105.860	70.34
<i>315°</i>	756.301	47.98
<i>DI</i>	86.230	5.13
<i>C</i>	35.780	1.90
<i>II</i>	48.575	2.72

Para el cálculo de la dosis equivalente H cuyas unidades son el sievert, se hace uso de la siguiente ecuación

$$H = DQ$$

Donde D es la dosis absorbida en el material, o de entrada a superficie. Por otra parte, Q es el factor de calidad, este factor depende del tipo de radiación con la que se está trabajando, de esta manera y de acuerdo con la NOM-001-NUCL-2013, Q es igual a 1, correspondiente a radiación por fotones como rayos X entre otros.

Es importante mencionar que el factor de calidad H, relaciona el efecto biológico de una dosis recibida con el tipo de radiación. Considerando entonces los órganos más radiosensibles en cada procedimiento se selecciona como órganos o sitios de interés en el caso del POE gónadas, abdomen, tiroides y cristalino, en este último se debe hacer la siguiente aclaración, los dosímetros fueron colocados en la parte superior de las gafas protectoras, dejándolos expuestos directamente a la radiación secundaria, a primera

impresión el cristalino recibe una dosis real de radiación mucho menor, sin embargo, debido a las observaciones hechas dentro de la sala de hemodinamia, donde el equipo no siempre fue usado de manera adecuada, para este estudio se considera correcto tomar ese valor como un aproximado aceptable de la radiación recibida por el cristalino en el POE.

A su vez, para el paciente, los puntos de interés son los dosímetros colocados en la tiroides, donde se tomará el valor más alto obtenido por procedimiento, cuya nomenclatura está dada por “Tir”. Además, también los dosímetros colocados a en los puntos “45°” y “315°”, porque son los más cercanos a los cristalinos (izquierdo y derecho, respectivamente) en los pacientes donde la RI incide directamente. Los puntos exactamente opuestos a estos, es decir, los ubicados a “135°” y “225°”, son descartados, por ser puntos de entrada de RI, pero recolectada en la zona del cristalino derecho e izquierdo respectivamente, es decir, ya se contabiliza la radiación recibida por los primeros dosímetros.

Cuadro 38. Dosis equivalente H para pacientes en puntos de interés, contrastados con tiempo y edad en cada caso.

Zona de colocación	<i>H (mSv)</i>						
	<i>03-abr</i>	<i>05-abr</i>	<i>12-abr</i>	<i>08-may</i>	<i>15-may</i>	<i>22-may</i>	<i>07-jun</i>
45°	4.71	8.93	15.31	21.47	11.79	3.2	5.89
315°	5.4	6.09	91.88	14.65	6.01	33.3	47.98
Tiroides	13.37	13.56	17.5	5.2	2.56	1.17	5.13
T_{fluo}, (min)	12.1	20.2	19.23	2.9	22	17.6	28.11
Edad(años)	42	42	38	51	11	47	17

Cuadro 39. Dosis equivalente H para POE contrastado con el tiempo efectivo de fluoroscopia.

Colocación	H (μSv)																				
	03-abr			05-abr			12-abr			08-may			15-may			22-may			07-jun		
	R1	R2	R3	R1	R2	R3	R1	R2	R3	R1	R2	R3	R1	R2	R3	R1	R2	R3	R1	R2	R3
CrD	1.1	2.1	1.1	1.0	1.0	1.2	1.2	0.7	0.6	2.1	0.9	1.7	0.9	1.7	8.6	0.7	0.6	0.8	2.4	1.4	0.8
CrI	1.1	2.0	1.0	1.2	1.1	1.5	1.4	0.7	0.7	3.0	1.0	2.0	0.9	2.2	12.0	1.3	0.6	1.0	2.4	0.6	0.9
TiD	2.8	1.8	2.5	0.7	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	2.3	0.6	1.5	0.6	0.8	4.4	0.6	0.5	0.6	1.1	1.4	0.7
TiI	3.1	4.1	3.6	0.8	0.7	0.7	0.7	0.6	0.6	3.5	2.0	3.8	0.9	1.0	4.6	0.8	0.7	1.2	1.0	0.9	0.6
AbI	1.1	1.2	1.1	0.7	0.7	0.6	0.6	0.6	0.6	0.9	1.1	0.8	0.7	0.8	3.0	0.6	0.7	0.9	0.7	0.6	0.7
AbE	1.8	2.3	1.9	1.1	1.9	1.3	1.4	0.8	0.9	1.5	2.2	4.2	0.9	1.2	3.6	2.3	1.6	1.3	1.8	1.0	2.1
GoD	2.7	2.5	2.5	0.6	1.3	0.6	0.6	0.6	0.6	1.2	0.8	1.4	0.6	0.8	2.8	0.6	0.6	0.5	0.7	3.5	0.5
GoI	2.7	3.4	3.0	0.6	0.7	0.6	0.8	0.6	0.6	2.2	1.4	2.9	0.9	0.9	3.2	0.7	1.8	0.6	0.7	2.3	0.5
T_{fluo}, (min)	12.1			20.2			19.23			2.9			22			17.6			28.11		

Se analizará la influencia del tiempo y de la zona de irradiación sobre la respuesta de dosis equivalente H en (mSv) presentado por 3 pacientes para el tratamiento del “control”, presentado en la siguiente tabla.

H_0 (hipótesis nula): todas las mediciones son iguales no hay diferencia significativa entre ellas, el factor no influye en el resultado.

H_1 (hipótesis alternativa): al menos un tratamiento es distinto. El factor influye en el resultado.

Cuadro 40. Clasificación por zonas para los puntos de interés en pacientes, tratamiento control.

Zona 1	45°
Zona 2	315°
Zona 3	Tir

Los resultados que se analizarán se presentan a continuación.

Cuadro 41. Dosis por zona y tiempo para pacientes, tratamiento control.

Tiempo _{fluoro} (min)	Dosis equivalente H (mSv)		
	Zona 1	Zona 2	Zona 3
12.1	4.71	5.4	13.37
19.23	15.31	91.88	17.5
2.9	21.47	14.65	5.2

Los resultados del análisis de varianza (ANOVA) obtenidos por el software Minitab® 18.1, son los siguientes:

Cuadro 42. Datos de la ANOVA para pacientes con tratamiento de control.

Modelo lineal general: H(mSv) vs. Zona, Tiempo					
Método					
Codificación de factores (-1, 0, +1)					
Información del factor					
Factor	Tipo	Niveles	Valores		
Zona	Fijo	3	Zona 1, Zona 2, Zona 3		
Tiempo	Fijo	3	2.90, 12.10, 19.23		
Análisis de Varianza					
SC					
Fuente	GL	Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Zona	2	1194	597.0	0.86	0.490
Tiempo	2	1946	972.9	1.40	0.347
Error	4	2786	696.5		
Total	8	5926			

En ambos casos el **Valor p**, es mayor que la significancia prefijada $\alpha = 0.05$, por lo tanto se acepta H_0 (hipótesis nula), la conclusión es que ni el tiempo ni la zona de irradiación ejercen influencia significativa de los valores obtenidos para la dosis equivalente. Es decir, durante los mismos tiempos se pueden obtener las mismas dosis en algún otro ángulo en el cráneo.

Lo cual se puede constatar con la gráfica de probabilidad normal, que se muestra a continuación:

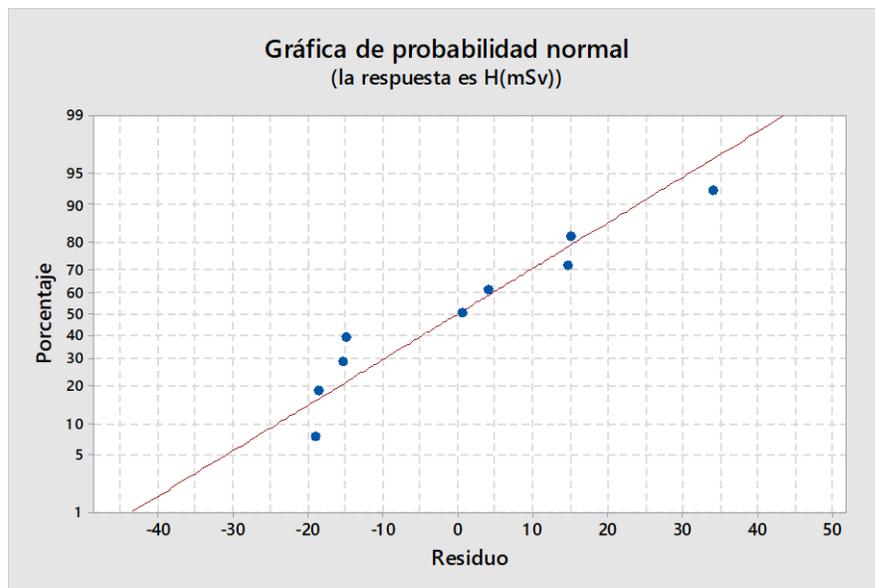


Figura 34. Gráfica de probabilidad normal de las respuestas de dosis equivalente H.

Los puntos de los datos están relativamente cerca de la línea de distribución normal ajustada (línea continua intermedia de la gráfica), los residuos están distribuidos normalmente, aunque existen algunos puntos atípicos los cuales pueden ser producto de la técnica empleada durante el estudio o la repetición de adquisiciones, estos aún están cerca de la distribución normal, y por tanto son correctos.

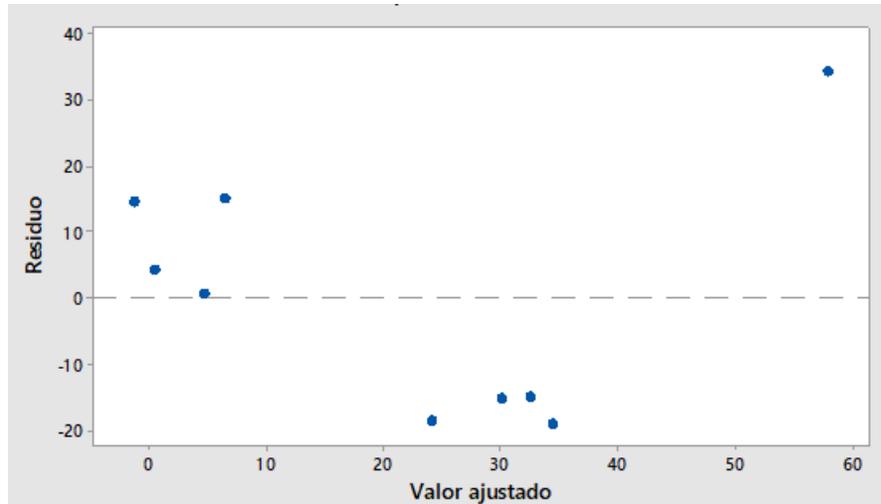


Figura 35. Gráfica de residuo contra valor ajustado.

La figura anterior muestra que el modelo es correcto, pues los residuales están sin estructura, no están relacionados con alguna otra variable. Si los puntos en esta gráfica se distribuyen de manera aleatoria en una banda horizontal, indica el cumplimiento del supuesto de que los tratamientos tienen igual varianza, es decir nuevamente se confirma la aceptación de H_0 (hipótesis nula). En la interpretación de esta gráfica debe considerarse que, en estadística, las pequeñas diferencias por lo general no son significativas, y también debe tomarse en cuenta la cantidad de observaciones hechas en cada nivel del factor, puesto que este hecho puede impactar la dispersión aparente en cada tratamiento.

Analizando la influencia del tiempo y de la zona de irradiación sobre la respuesta de dosis equivalente H en (mSv) presentado por 4 pacientes para el tratamiento de terapia, teniendo que la clasificación por zonas es la siguiente:

Cuadro 43. Clasificación por zonas para los puntos de interés en pacientes, tratamiento terapia.

Zona 1	45°
Zona 2	315°
Zona 3	Tiroides

Los resultados que se analizarán son los siguientes.

Cuadro 44. Dosis por zona y tiempo para pacientes, tratamiento terapia.

Tiempo fluoró (min)	Dosis equivalente H(mSv)		
	Zona 1	Zona 2	Zona 3
20.2	8.93	6.09	13.56
22	11.79	6.01	2.56
17.6	3.2	33.3	1.17
28.11	5.89	47.98	5.13

Obteniéndose los siguiente resultados estadísticos mediante el uso de software Minitab® 18.1, para el análisis de varianza del efecto en la respuesta del paciente y de la zona de radiación:

Cuadro 45. Datos de ANOVA para datos de pacientes con tratamiento de Terapia.

Modelo lineal general: H (mSv) vs. Zona, Tiempo (min)					
Método					
Codificación de factores (-1, 0, +1)					
Información del factor					
Factor	Tipo	Niveles	Valores		
Zona	Fijo	4	Zona 1, Zona 2, Zona 3		
Tiempo (min)	Fijo	4	17.60, 20.20, 22.00, 28.11		
Análisis de Varianza					
Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Zona	3	948.5	316.2	1.62	0.296
Tiempo (min)	3	439.4	146.5	0.75	0.566
Error	5	973.7	194.7		
Total	11	2199.1			

Nuevamente se evidencia que el **Valor p** es mayor a $\alpha=0.05$, con lo cual se descarta la hipótesis de que algún factor altera la medición de la dosis equivalente recabada de 4 pacientes diferentes entre sí. Aunque pudiera pensarse que ambos factores contribuirían en algún nivel en la respuesta, se observa que no es así, es decir, nuevamente el tiempo de trabajo no influye de manera significativa en la radiación recibida. Esto se puede deber a factores como las imágenes por segundo, los pulsos por segundo, e incluso el kilovoltaje y miliamperaje del equipo, estos últimos dos se aplican de manera automática en el software de funcionamiento en función de la densidad del propio paciente.

Para verificar el supuesto de que los residuos están distribuidos normalmente, la gráfica de probabilidad normal de los residuos debe seguir aproximadamente una línea recta, lo que se corrobora en la siguiente figura.

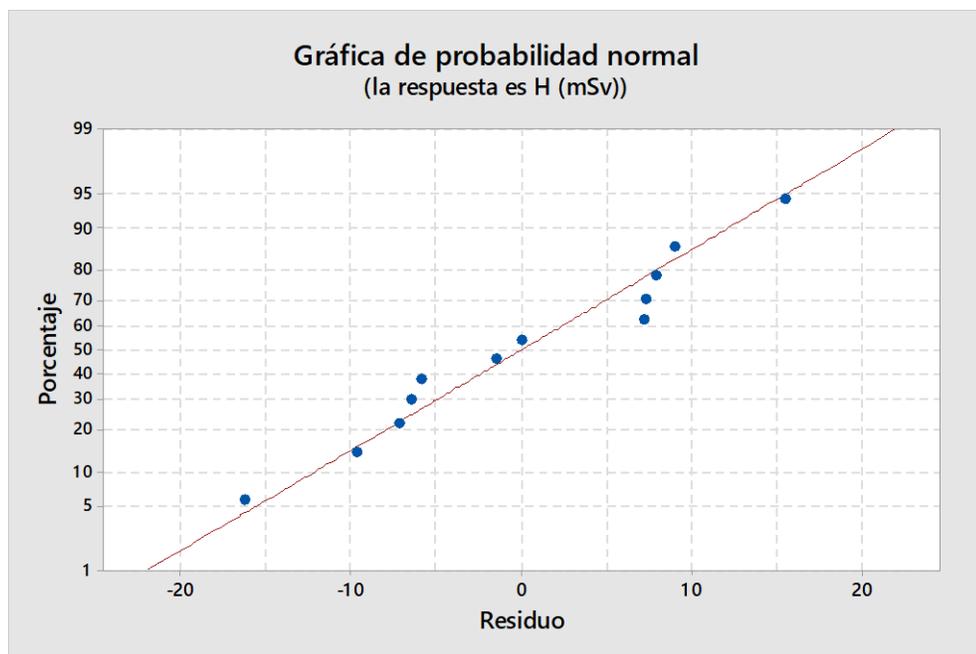


Figura 36. Gráfica de Porcentaje vs Residuo en una distribución normal.

La siguiente figura de valor ajustado contra residuos comprueba que el modelo es correcto, pues los residuales están sin estructura, es decir, no están relacionados con

alguna otra variable. Se nota una distribución al azar, sin alguna evidente estructura inusual.

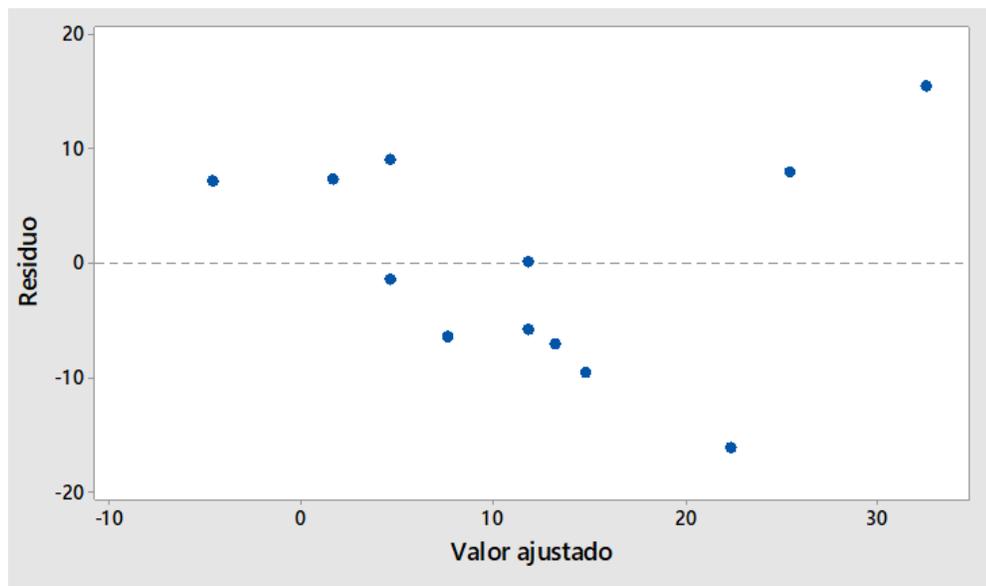


Figura 37. Gráfica de Residuo contra Valor ajustado.

Haciendo una comparación directa de las consecuencias para efectos deterministas y de las dosis más altas obtenidas para los pacientes. Nos encontramos con el daño más cercano en el caso del cristalino es la aparición de cataratas al acercarse a los 200 mGy, esto con un periodo de latencia de al menos un año. Resalta especial interés ya que con un solo estudio se alcanzó casi la mitad de este valor.

Otro valor de interés es el causado en el sistema inmune, es importante considerar que la irradiación no fue a cuerpo entero, sin embargo, si se alcanzaron valores muy cercanos a 100 mGy, límite donde puede existir inmunosupresión por algunas horas. Ningún otro valor de interés fue lo suficientemente relevante para compararlo, ver cuadro de Consecuencias, dosis y causas de efectos deterministas de la CNS.

En el caso de personal ocupacionalmente expuesto (POE), se realizó un tratamiento de datos por un análisis de varianza (ANOVA) el software Minitab 18®, en el cual se consideró como factores el tiempo de exposición y la zona en lecturas tomadas de 3 residentes.

Los datos arrojados son los siguientes.

Cuadro 46. Datos de ANOVA para POE.

Modelo lineal general						
Codificación de factores (-1, 0, +1)						
Información del factor						
Factor	Tipo	Niveles	Valores			
T (min)	Fijo	7	2.90, 12.10, 17.60, 19.23, 20.20, 22.00, 28.11			
Zona	Fijo	8	AbE, AbI, CrD, CrI, GoD, GoI, TiD, TiI			
R	Fijo	3	1, 2, 3			
Análisis de Varianza						
Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p	
T (min)	6	67.11	11.184	7.99	0.000	
Zona	7	15.26	2.180	1.56	0.153	
R	2	12.49	6.245	4.46	0.013	
Error	152	212.86	1.400			
Total	167	307.72				

En este caso se observa que los factores correspondientes a tiempo de exposición como zona de radiación arrojaron **valores de p**, inferiores al nivel de significancia $\alpha=0.05$, por lo cual para ambos casos se acepta la H_1 , indicando que ambos factores interfieren en la lectura de dosis equivalente.

Con el objetivo de verificar el cumplimiento del supuesto de normalidad de los residuos se elaboró la *gráfica de probabilidad*, en donde se observa que los residuos tienden a quedar alineados en una línea recta. Cabe enfatizar el hecho de que el ajuste de los puntos a una recta no tiene que ser perfecto, dado que el análisis de varianza resiste pequeñas y moderadas desviaciones al supuesto de normalidad.

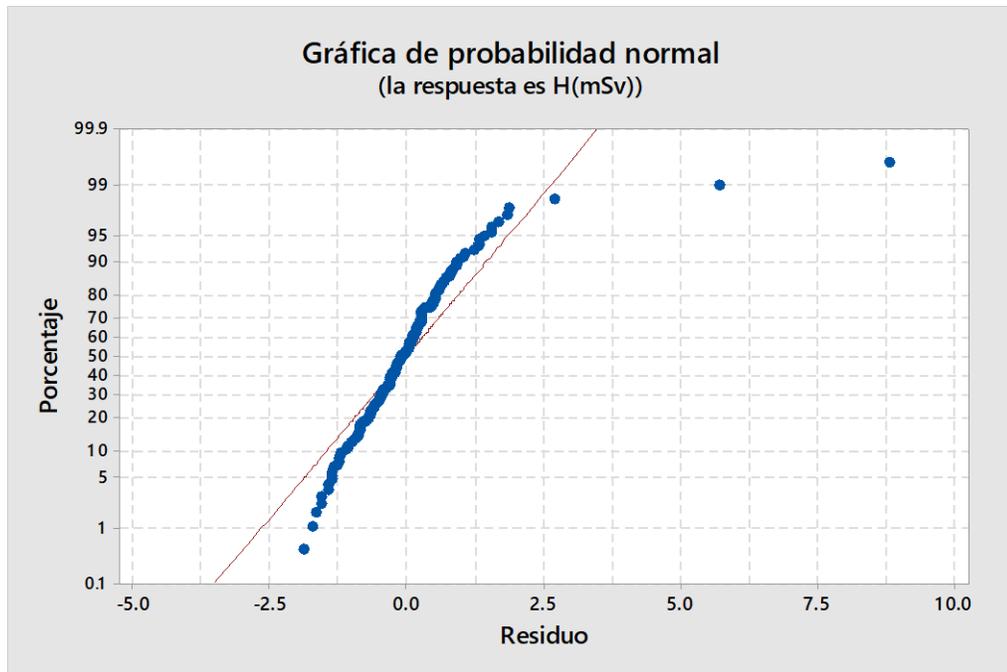


Figura 38. Gráfica de probabilidad normal, porcentaje contra residuo para POE.

La gráfica de valor ajustado contra residuos indica que cuando los tratamientos o niveles muestran una dispersión diferente de sus residuales correspondientes (como la figura siguiente), es porque el factor o los tratamientos tienen un efecto significativo sobre la variabilidad de la respuesta

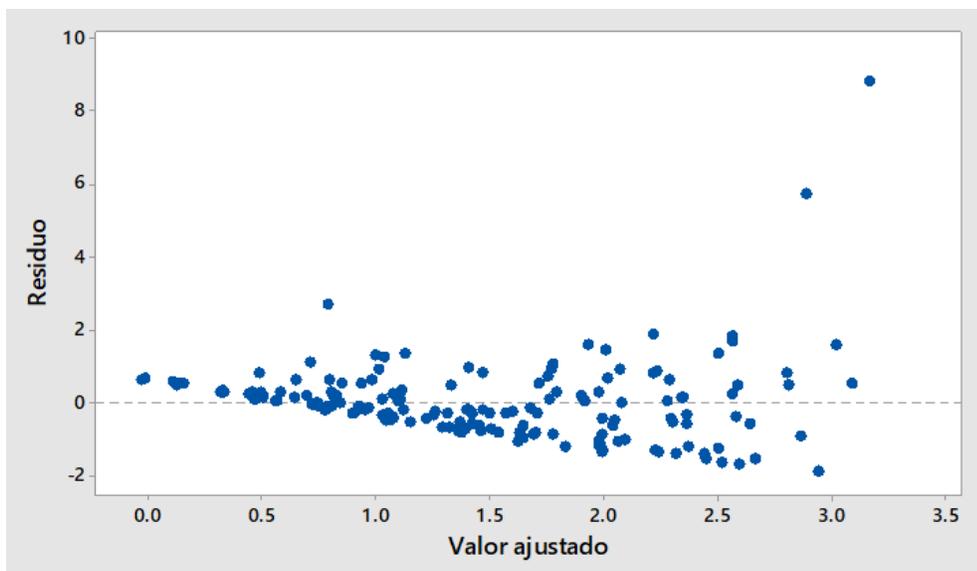


Figura 39. Gráfica de Residuo vs Valor ajustado para POE.

Una vez que se rechazó la hipótesis nula H_0 en un análisis de varianza, es necesario ir a detalle y ver cuáles tratamientos son diferentes. El problema reside en probar la igualdad de todos los posibles pares de medias con la hipótesis:

$$H_0 : \mu_i = \mu_j$$
$$H_A : \mu_i \neq \mu_j$$

En este caso se utilizará el método LSD de Fisher que se utiliza en el ANOVA para crear intervalos de confianza para todas las diferencias en parejas entre las medias de los niveles de los factores, controlando al mismo tiempo la tasa de error individual en un nivel especificado. Posteriormente, el método LSD de Fisher utiliza la tasa de error individual y varias comparaciones para calcular el nivel de confianza simultáneo para todos los intervalos de confianza. Este nivel de confianza simultáneo es la probabilidad de que todos los intervalos de confianza contengan la diferencia verdadera. Es importante considerar la tasa de error por familia al realizar comparaciones múltiples. En la siguiente grafica se ilustra la comparación de medias individuales para el factor de residentes R, en donde se tiene que la comparación entre residente 2 y 1 es la única que no contiene medias significativamente diferentes. En este sentido es posible concluir que el residente 3, es el que presenta datos diferentes, lo cual tiene sentido, dado que es el que se encuentra más alejado del tubo de rayos X, mientras el residente 1 y 2 presentan resultados de dosis equivalente similar, y como es esperado en algunos casos el residente 2 (R2), presenta valores más altos (ver tabla de equivalentes de dosis), porque se consideró su participación durante la jornada completa, intercambiando lugares ocasionalmente con el R1.

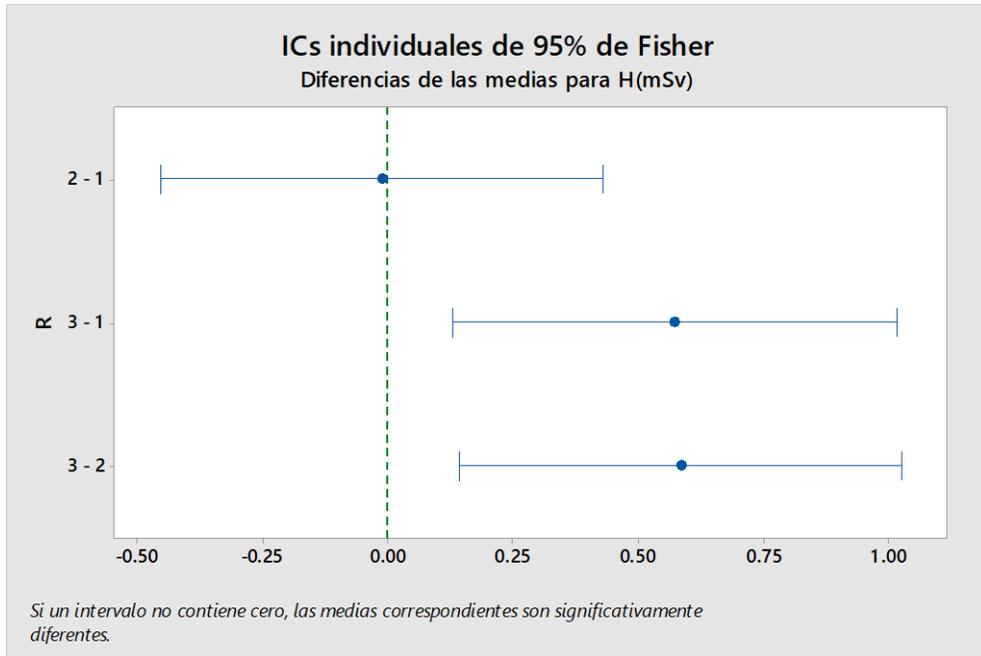


Figura 40. Intervalos de Confianza de 95% de Fisher para el POE denominado R1, R2 y R3 dependiendo la cercanía con el tubo de rayos X.

La comparación respecto del tiempo con los valores individuales muestra que existe gran cantidad de valores que muestran diferencia significativa. Lo cual tiene sentido ya que la variabilidad de la exposición de tiempo presenta rangos distintos a cada ciclo de intervención. Es decir, el tiempo sí es un factor relevante para el POE, caso totalmente contrario a los pacientes. Sin embargo, la explicación más sensata significa que mientras un POE pase más tiempo como R1 o R2, tendrá claramente una mayor exposición.

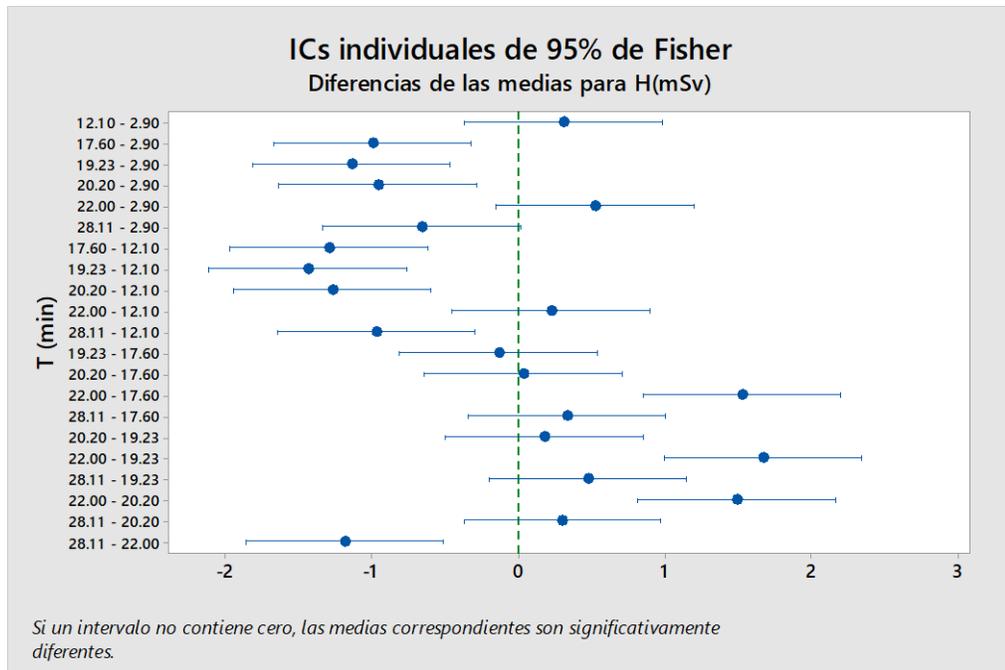


Figura 41. Intervalos de confianza del 95% de Fisher para el POE en distintos tiempos.

Para ambos casos se rechaza H_0 se acepta la hipótesis alternativa $H_A : \mu_i \neq \mu_j$, la cual nos dice que las medias de los tratamientos i y j son diferentes. El método LSD tiene una potencia importante, por lo que en ocasiones declara aun pequeñas diferencias significativas.

VIII. Conclusiones

Para el caso de pacientes la NOM-157-SSA de protección y seguridad radiológica en el diagnóstico médico con rayos X, establece en su punto 6.2 que no hay límites para pacientes sometidos a estudios radiológicos. Sin embargo, con fines meramente académicos se puede hacer una comparación contrastando la legislación vigente, es decir, de POE y público en general, con los valores obtenidos para pacientes, y de esta manera tener una idea de la irradiación que un paciente recibe.

Con la suposición de comparación anterior, hablando de POE se tiene un límite de 50 mSv anuales para efectos estocásticos, si se contrasta dicho dato con los obtenidos para paciente se observa como en dos ocasiones dicha cifra es alcanzada, la primera el 12 de abril con 91.88 mSv, y la segunda el 7 de junio con 47.88 mSv, ambos casos estudios individuales diferentes. Siguiendo con la misma suposición de comparación, si dichos valores obtenidos de pacientes se contrastan ahora con la legislación para público en general, nuevamente los límites serían superados rápidamente, pues dichos límites son de 5 mSv y 50 mSv anuales, para efectos estocásticos y determinísticos, respectivamente.

De acuerdo con la comparación anterior entre POE y paciente, las dosis obtenidas en pacientes rebasan fácilmente el límite para efectos estocásticos de POE, estando aún distante del límite para efectos deterministas, resaltando claro está, la no existencia de límites para paciente, pero también que la comparación hecha se hizo con la legislación que contempla la más alta dosis permitida, es decir para POE. Como observación adicional no debe pasarse por alto el hecho de las dosis obtenidas en pacientes son para un solo tratamiento, es decir, una persona que requiere procedimientos de neurointervencionismo requiere también de varias sesiones médicas (donde existe radiación) entre diagnóstico y terapia para solventar el padecimiento, por lo cual es correcto pensar en una sobre irradiación, que podría superar los límites deterministas establecidos para POE.

Volviendo al caso del POE contemplado en el apartado 6, específicamente hablando del 6.1.1 de la misma NOM, encontramos dos puntos importantes, el primero indica que los límites establecidos son independientes de si los tejidos son irradiados de forma aislada o conjunta, es decir, es correcto tomar por separado los valores para cada

cristalino. Y segundo, en el caso específico del cristalino se establece un límite de 150 mSv para efectos deterministas, es decir, es más radiosensible.

En la misma NOM contempla en su punto 8.4 que el equivalente de dosis debe limitarse a 5 mSv por estudio radiológico, cosa que solo se cumple en muy pocos casos, superados en más de un 80% de los valores reportados.

Un caso diferente son los datos obtenidos para POE, donde se estuvo documentando constantemente el mal uso del equipo de protección, como por ejemplo no usando lentes protectores, dando la espalda al tubo de rayos X con mandiles que no cubren la espalda, usando collarines muy holgados dejando espacio a la radiación incidente, en algunos casos no usando collarín. Pero a pesar de todo ello, los valores obtenidos de dosis equivalente para POE no superaron nunca el límite para efectos estocásticos, es decir, se tuvieron valores en el orden de μSv , no llegando siquiera a la unidad de mSv.

En conclusión, el POE nunca rebasó los límites que contempla la norma oficial mexicana, teniendo como los valores más altos obtenidos cifras de 4 a 5 μSv para tiroides, y algunas de valor medio de 2 a 4, para abdomen y gónadas, en ambos casos estas cantidades se alejan mucho del valor de 5 mSv para efectos estocásticos indicado en la normatividad. Cabe mencionar que se tuvo un valor atípicamente alto en cristalino para el POE R3 de 12 y 8.6 μSv , valor igualmente lejos del límite normado.

Mientras tanto para el paciente se obtuvieron valores de hasta 91.88 y 47.98 mSv en cristalino derecho. Recordando que no hay límite de dosis para paciente. Solo resta comparar dicha dosis obtenida (regresándola a su forma de mGy) con el potencial efecto biológico, teniendo en primera instancia una inmunosupresión a dosis de 100 mGy después de algunas horas, y presencia de cataratas a 200 mGy.

IX. Recomendaciones

A partir de las conclusiones obtenidas se hace hincapié en los siguientes puntos:

- Hacer un seguimiento de la dosis equivalente que recibe un paciente en cada tratamiento por el resto de su vida clínica.
- Resaltar entre el POE la evidencia que demuestra el daño biológico al superar los límites estocásticos y determinísticos.
- Instaurar la figura de físico médico dentro de las salas de hemodinamia, haciendo extensiva la figura a todas aquellas salas y zonas donde se emitan radiaciones ionizantes.
- Comenzar a realizar niveles de referencia a nivel local en salas de hemodinamia.

Pendientes

- Cálculo de dosis efectiva que recibe cada paciente para futuras comparaciones.
- Mediciones de dosis a más POE, por ejemplo, anestesiólogos y enfermeras.
- Comparación entre dosis recibida por paciente y POE.
- Seguimiento de dosis más detallado de cada POE, a fin de evitar problemas cuando no asiste en el procedimiento, falta o no usa dosímetros.

X. Bibliografía

- AIEA. (2007). *DOSIMETRY IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: AN INTERNATIONAL CODE OF PRACTICE* (1a ed.). Austria: AIEA.
- AIEA. (2013). Magnitudes y unidades de radiación. Retrieved from 1a website: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm
- Atomic Energy Agency International. (2019). Atomic Energy Agency International.
- Attix, F. H. (2004). *Introduction To Radiological Physics and* (1a ed.). Germany: Wiley-VHC Verlag GmbH & Co. KGaA.
- Azorin N., J., Vega C., H. R., Gaona, E., González M., P. R., Azorín V., J. C., & Rivera M., T. (2006). *Dosimetría Termoluminiscente Aplicada en Medicina* (p. 75). p. 75. México: CICATA-IPN, ISSSD.
- Bocca, G. ., & Igllicki, F. . (2006). Caracterización De Una Cámara De Ionización Del Laboratorio De Metrología De Radioisótopos. *Grupo de Metrología de Radioisótopos*, (1), 1. Retrieved from http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/33/064/33064226.pdf
- Boleaga D, B. (2003). Antecedentes de la Radiología Intervencionista en México. *Anales de Radiología México*, 121–122.
- Chen, C. Y., Liu, K. C., Chen, H. H., & Pan, L. K. (2010). Optimizing the TLD-100 readout system for various radiotherapy beam doses using the Taguchi methodology. *Applied Radiation and Isotopes*, 68(3), 481–488. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2009.12.001>
- Chen, R., & Pagonis, V. (2011). *Thermally and optically stimulated luminescence: a simulation approach* (John Wiley & Sons Ltd, Ed.). Great Britain.
- Ciemat. (2009). Magnitudes y unidades radiológicas. Retrieved November 18, 2018, from http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/624874014_241120091324.pdf

- Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). (2009). *Detección y dosimetría de la radiación*.
- Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). (2013). Aspectos generales de la interacción de la radiación con el medio biológico. In *Curso de SUPERVISORES de instalaciones radiactivas (IR) MÓDULO BÁSICO: Vol. TEMA 7* (p. 29). Retrieved from http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/1581136598_1572009112950.pdf
- de la Llata, M., Gaspar, J., Férez, S., & Magaña, J. A. (2001). Resultados del Censo de Servicios de Hemodinamia y Cardiología Intervencionista 2000 en la República Mexicana. *Archivos de Cardiología de México*, 71(4), 347–356. Retrieved from <http://www.medigraphic.com/pdfs/archi/ac-2001/ac014m.pdf>
- Durán, A. (2015). *Protección radiológica en cardiología intervencionista*. 85(3), 230–237.
- Durán, I., & Martínez L, L. (1989). *Detectores de deriva* (1a ed.; CIEMAT, Ed.). Madrid.
- Estévez Echanique, R. (2018). *Dosimetría radiológica*.
- Furetta, C. (2010). *Handbook of thermoluminescence* (2nd ed.; World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, Ed.). Singapore.
- Gisione, P., & Del Rosario Perez, M. (2000). Efectos Biológicos De La Radiación. *Aiea*, 93. Retrieved from http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/33/052/33052454.pdf
- González M, P. R., Tovar M, V. M., Azorín N, J., Furetta, C., & Quiroz C, M. C. (2005). Respuesta TL de Lif:Mg,Cu,P+PTFE a Rayos X de 24, 42 y 100 KeV. *Memorias XVI SMN / XXIII SMSR*, 9.
- ICRP 103. (2007). *Recomendaciones de la Comisión Internacional de PR*. 1–117.
- ICRP 74. (1997). ICRP Publication 74: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. *Annals of the ICRP*, Vol. 26, pp. 1–205. Retrieved from

<http://www.elsevier.com/wps/find/bookdescription.agents/600267/description#description>

ICRU 85. (2011). ICRU Report 85: FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION (. *Journal of the ICRU*, 11(1). <https://doi.org/10.1093/jicru/nd>

IMSS. (2018). IMSS estrena equipo médico en Siglo XXI y La Raza por 318 millones de pesos. *Ia*. Retrieved from <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201811/301>

ISSSTE. (2018). El ISSSTE amplió durante la presente administración 150% el número de Salas de Hemodinamia para la atención de patologías cardiovasculares. *Ia*, p. <https://www.gob.mx/issste/prensa/el--issste--ampli>. Retrieved from <https://www.gob.mx/issste/prensa/el-issste-amplio-durante-la-presente-administracion-150-el-numero-de-salas-de-hemodinamia-para-la-atencion-de-patologias-cardiovasculares>

Javier, J., Cabrera, C., Lizárraga, M. C., Div, G., & General, D. E. M. (2017). *Panorama de la salud en las Fuerzas Armadas Mexicanas*.

Khan; Faiz M. (1993). *The physics of radiation therapy* (3a ed.; LIPPINCOTT WILLIAMS&WILKINS, Ed.). USA.

Mayles, P., Alan, N., & Rosenwald, J.-C. (2007). Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. In Taylor&Francis Group (Ed.), *Medical Physics* (1a ed.). <https://doi.org/10.1118/1.2969650>

Nacional, C. C., & Tecnol, E. (2006). *Secretaría de Salud*. (34).

NOM-026-NUCL-2011, N. O. M. (2011). *Vigilancia médica del personal ocupacionalmente expuesto a radiaciones ionizantes. Al margen un sello con el Escudo Nacional, que dice: Estados Unidos Mexicanos.- Secretaría de Energía.- Comisión Nacional de Segur*. 1–11.

NOM-026-STPS-2008. (2008). Colores y señales de seguridad e higiene, e identificación de riesgos por fluidos conducidos en tuberías. *Diario Oficial de La Federación*, 1–26.

- NOM-031-NUCL-2011. (2011). *Requisitos para el entrenamiento del personal ocupacionalmente expuesto a radiaciones ionizantes*. 1–9.
- NOM-054/1-SSA1-1993. (1993). *Protección Radiológica en rayos X diagnóstico*.
- NOM-156-SSA1-1996. (2003). *Requisitos técnicos para las instalaciones en establecimiento de diagnóstico médico con rayos X (Proyecto de modificación)*. 1–37.
- NOM-157-SSA1-1996. (1996). *Salud Ambiental. Protección y Seguridad Radiológica en el Diagnóstico Médico con Rayos X*. (rayos X), 1–9.
- NOM-229-SSA1-2002. (2002). Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. *DOF: SEGOB/Secretaría de Salud*.
- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students* (1a ed.; IAEA, Ed.). Austria.
- Preciado Ramírez, M., & Cano, V. L. (2010). Medidas Básicas de Protección Radiológica. *Cancerología*, 5, 25–30. Retrieved from https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/39407581/articulo.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1542140989&Signature=3bv5ou9usjWgs%2F8SX2%2BVEeIon68%3D&response-content-disposition=inline%3Bfilename%3DArticulo_de_proteccion_de_rayos_x.p
- SEFM, S. E. de F. M. (2011). Fundamentos de Física Médica. Volumen 1. Medida de la radiación. In *Fundamentos de Física Médica*. <https://doi.org/M-13491-2011>
- Suárez, A., Echeverri, D., & Pe, I. (2016). *Cardiología*. 23(3), 2016–2019.
- UNSCEAR. (2000). Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation to the General Assembly. *SOURCES AND EFFECTS OF IONIZING RADIATION, I*, 659.
- UNSCEAR. (2019). Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los Efectos de la

Radiación Atómica.

Valente, M. (2014). *Curso de posgrado : Física Médica* (1a ed.). Argentina: Universidad Nacional de Córdoba.